

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG
ÜBER DEN EINFLUSS DER BESTRAHLUNGSZEIT
AUF OBERFLÄCENHÄRTE,
DURCH-UND NACHHÄRTUNG
BEI DER POLYMERISATION UV-SENSIBLER
COMPOSITE-MATERIALIEN

Rainer Berg

1982



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548326_0025

Aus der
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. E. Kraft

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG ÜBER DEN EINFLUSS
DER BESTRAHLUNGSZEIT AUF OBERFLÄCHENHÄRTE,
DURCH- UND NACHHÄRTUNG BEI DER POLYMERISATION
UV-SENSIBLER COMPOSITE-MATERIALIEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Rainer Berg
aus Erding

1982

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

Berichterstatter:	Prof.Dr.Dr. Peter Fuchs
Mitberichterstatter:	Prof.Dr. Ewald Kraft
Dekan:	Prof.Dr. Wolfgang Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	7.10.1982



DISSERTATIONS - UND FOTODRUCK FRANK GmbH
8000 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2809090

INHALT

- 1. Einleitung
 - 1.1 Überblick
 - 1.2 Problemstellung

- 2. Literaturübersicht
 - 2.1 Strahlung
 - 2.1.1 Art und Erzeugung ultra-violetter Strahlung
 - 2.1.2 Anwendungsmöglichkeiten von UV-Strahlung in der Zahnmedizin
 - 2.1.3 Photopolymerisation
 - 2.2 Entwicklung der Füllungskunststoffe bis zu den Composites
 - 2.2.1 Polymethylmethacrylate
 - 2.2.2 Polymethylmethacrylate mit Füllstoffen
 - 2.3 Composites
 - 2.3.1 Composites auf der Basis von Methylmethacrylat
 - 2.3.2 Composites auf der Basis der Bowen-Formel
 - 2.3.2.1 Organisches Grundmaterial
 - 2.3.2.2 Anorganische Füllstoffe
 - 2.3.2.3 Verarbeitung
 - 2.4 Indikationsspektrum der UV-Polymerisate
 - 2.5 Mögliche Gefahren bei Einsatz von UV-Strahlen

- 3. Material und Geräte
 - 3.1 Untersuchte Composite-Materialien
 - 3.2 Verwendete Geräte
 - 3.2.1 UV-Bestrahlungsgeräte und Lichtleiter
 - 3.2.2 Optische Eigenschaften des Systems
 - 3.3 Durchstrahlungseigenschaften der Composite-Materialien
 - 3.3.1 Spektralphotometrische Untersuchungen
 - 3.3.2 Bestimmung der Transmission in Abhängigkeit von der Schichtdicke

- 4. Versuchsdurchführung
 - 4.1 Prüfkörper-Herstellung
 - 4.2 Bestrahlung des Prüfkörpers
 - 4.3 Härtemessung

- 5. Versuchsergebnisse
 - 5.1 Einfluß der Bestrahlungszeit
 - 5.2 Einfluß der Schichtdicke der Prüfkörper
 - 5.3 Einfluß der Nachhärtung

- 6. Diskussion

- 7. Zusammenfassung

- 8. Literatur

- 9. Abbildungen und Tabellen

1. Einleitung

1.1 Überblick

Im Jahre 1971 wurde durch die Einführung des sogenannten "NUVA-Systems" (L.D. CAULK, Milford, Delaware, USA) die Aushärtung von Füllungskunststoffen mittels UV-Strahlen möglich.

Die Zahnärzte erkannten sehr bald die Möglichkeiten, die das Prinzip der UV-Polymerisation beinhaltet, wie z.B. eine praktische unbegrenzte Applikationsphase, ein selbstgewählter Aushärtungsbeginn und eine definierte Abbindezeit. In Verbindung mit der Säure-Ätztechnik, bekannt unter dem Begriff der "Adhäsiven Restauration", erfuhr das Indikationsspektrum der UV-sensiblen Kunststoffe eine beträchtliche Erweiterung, was dazu führte, daß die Methode der UV-Aushärtung heute in zahlreichen Praxen angewendet wird.

Fast alle führenden Hersteller von Füllungskunststoffen haben mittlerweile UV-Bestrahlungsgeräte und darauf abgestimmte Kunststoffe auf den Markt gebracht. Insbesondere hat man durch Entwicklung intensiverer Primärstrahlenquellen und durch Verbesserung der Transmissionseigenschaften des UV-Strahlen-leitenden Geräteteils die ursprünglichen Nachteile des "NUVA-Systems" (geringe Aushärtungstiefe, lange Expositionszeiten) aufgehoben.

Es scheint, daß ein wesentlicher Teil der Mißerfolge in der Therapie mit Photopolymerisaten (z.B. herausgefallene Füllungen) nicht so sehr grundsätzlichen Unzulänglichkeiten dieser Materialien zuzuschreiben ist, als vielmehr den übersteigerten Erwartungen,

die vonseiten der Hersteller an die Kombination strahlenerzeugendes Gerät-korrespondierender Kunststoff geknüpft werden. So konkurrieren die einzelnen Firmen damit, dem Zahnarzt bei der Verarbeitung von UV-Polymerisaten möglichst kurze Bestrahlungszeiten bzw. große Aushärtungstiefen anzubieten.

1.2 Problemstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, bei drei auf dem deutschen Dentalmarkt eingeführten Bestrahlungsgeräten und den dazu angebotenen UV-sensiblen Kunststoffen zu untersuchen, welcher Zusammenhang zwischen Bestrahlungszeit und vollständiger Durchhärtung praxis-relevanter Schichtdicken besteht. Es soll weiterhin geprüft werden, ob die von den Hersteller-Firmen gemachten Angaben hinsichtlich Bestrahlungszeit und Schichtdicke eine vollständige Aushärtung des Füllungsmaterials garantieren.

Ferner wird das Problem der Nachhärtung untersucht. Hierbei ist abzuklären, wie stark die Härtewerte, die unmittelbar nach der Bestrahlung gemessen werden, von den Werten abweichen, die nach 1 Stunde bzw. 24 Stunden vorliegen, und ob sich daraus Konsequenzen für den Zeitpunkt der Ausarbeitung der Füllungsoberfläche ergeben. Bei allen vorgenannten Untersuchungen wird die Oberflächenhärte als Parameter für den Grad der Durchpolymerisation benutzt.

Für die Durchführung dieser Untersuchungen ist es notwendig, vorab die Strahlungsleistung oben genannter UV-Strahlenquellen zu messen, da hiervon Auswirkungen auf die Aushärtungstiefe erwartet werden.

Außerdem soll mit Hilfe eines spektralphotometrischen Modellversuches abgeklärt werden, wie stark die Strahlung im katalytisch wirksamen Wellenlängenbereich nach Passage eines hellen Kunststoffkörpers abgeschwächt wird und wie sehr dieser Effekt der Abschwächung durch stark pigmentierte Materialien verstärkt wird.

2. Literaturübersicht

2.1 Strahlung

2.1.1 Art und Erzeugung ultravioletter Strahlung

Die ultraviolette Strahlung, oder kurz UV-Strahlung genannt, ist der Bereich des Spektrums elektromagnetischer Wellen, der sich etwa von 380 nm bis 10 nm erstreckt. Dieser Wellenlängenbereich, der sowohl im Sonnenlicht enthalten ist, als auch durch künstliche Strahlenquellen erzeugt werden kann, wird in 3 Abschnitte (14) unterteilt:

- lange UV-Wellenlängen UV-A (380 - 315 nm)
- mittlere UV-Wellenlängen UV-B (315 - 280 nm)
- kurze UV-Wellenlängen UV-C (unterhalb 280 nm).

Die Lichtquanten der UV-Strahlung sind sehr energiereich. Durch sie können chemische Prozesse ausgelöst werden. Diese Wirkung kann mit Hilfe des aus der Physik bekannten "Photoeffektes" erklärt werden. Es handelt sich bei diesem Vorgang um die Umwandlung von Strahlungsenergie in kinetische Energie von Elektronen. In der bestrahlten Substanz werden durch Elektronenabspaltung Radikale erzeugt, die zu weiteren chemischen Reaktionen befähigt sind (65).

Die außerordentliche biologische Wirksamkeit der UV-Strahlung ist ebenfalls auf den oben beschriebenen Effekt zurückzuführen. Hierbei ist zu beobachten, daß sich mit abnehmender Wellenlänge der negative Einfluß auf lebende Strukturen verstärkt. Begründet liegt diese Tatsache in der Gesetzmäßigkeit, daß die Energie der einzelnen Lichtquanten, welche maßge-

bend für den Grad der chemischen Veränderung ist, umso größer ist, je kleiner die Wellenlänge, der UV-Strahlung (64).

Die in der Medizin verwendeten UV-Quellen benutzen zur Strahlenerzeugung Quecksilber-Dampflampen. Die Arbeitsweise dieser Lampen besteht darin, daß zwischen zwei Quecksilber-Elektroden in einer Quecksilber-Dampf-atmosphäre ein Lichtbogen erzeugt wird, der eine intensive UV-Strahlung aussendet. Je nach Bauart der Lampe kommt es durch Erwärmung im Innern des Lampenkörpers zur Ausbildung eines unterschiedlich hohen Dampfdruckes. Man unterscheidet deshalb zwischen Niederdruck- und Hochdrucklampen (27).

Bei den sogenannten "Hochdruckbrennern" (bis 30 bar Dampfdruck) liegt das Energiemaximum im UV-A-Bereich (ca. 365 - 367 nm). Niederdruck-Dampflampen (0,01 - 1 mb) entfalten ihre größte Intensität im UV-C-Bereich (ca. 254 nm) (31).

2.1.2 Anwendungsmöglichkeiten von UV-Strahlung in der Zahnmedizin

Die schon seit langem bekannten spezifischen Wirkungen der UV-Strahlung werden auch auf den verschiedenen Gebieten der Zahnmedizin angewendet.

So nutzt man die bakterizide Wirkung zur Vernichtung von in der Raumluft schwebenden Bakterien sowie von Keimen und Viren auf Oberflächen von Geräten und Instrumenten (25).

Bei der Nachbehandlung ZMK-chirurgischer Eingriffe größeren Umfanges, die ausgedehnte Knochendefekte hinterlassen, empfiehlt LEIX die UV-Bestrahlung als

zuverlässiges, schmerzstillendes Mittel. Neben der Verminderung der Nachblutungsneigung stellt der gleiche Autor eine Verbesserung der Heilungstendenz fest, die er einerseits auf die bakterizide Wirkung der UV-Strahlung zurückführt, andererseits auf die Anregung der Blutzirkulation und die dadurch bewirkte schnelle Abschwemmung der angestauten Sekrete. LEIX berichtet ebenso über positive Erfahrungen bei der Behandlung ausgedehnter Narbengewebe als Folge von Kieferverletzungen. Hierbei soll es zu einer Erweichung der Narbengewebe kommen (37).

Als unterstützende Maßnahme wird die UV-Bestrahlung auch bei der Stomatitis-Behandlung eingesetzt. Die gesteigerte Durchblutung im Bereich der ungünstigen gingivalen Endstrombahnen zeigt bei Entzündungen in diesem Bereich eine positive Wirkung (37).

1933 beschreibt SCHWEIZER die Bestrahlung mit UV als Begleittherapie zur Schmerzbeseitigung bei chronischen und akuten Parodontopathien. Die Wirkung wird so erklärt, daß durch die Bestrahlung Gewebszerfallsprodukte entstehen, die im Sinne einer unspezifischen Reizkörpertherapie wirken (66).

Die Behandlung von Herpes labialis mit UV soll dem Patienten durch das sehr schnelle Austrocknen der Herpesbläschen eine wesentliche Erleichterung bringen. Es wird betont, daß speziell die subjektiven Beschwerden, wie z.B. Juckreiz und Spannungsgefühl, beseitigt werden (5, 37).

In der ZMK-Chirurgie wertet man bei der Tumorlokalisation die Tatsache aus, daß sich Tetracycline speziell im Tumorgewebe einlagern; gleichzeitig werden

Tetracycline durch Ultraviolett zur Fluoreszenz angeregt. Bestrahlt man den fraglichen Bereich nach vorheriger Tetracyclingabe mit UV, so kann man in einem abgedunkelten Raum Ausdehnung und Lage des Tumors deutlich erkennen (63).

Bei Mundhygiene-Instruktionen benutzt man die Fluoreszenz-Erregung zur Plaque-Darstellung.

Eine weitere Anwendung der UV-Strahlen besteht in der Bleichung verfärbter devitaler Zähne. Der zu behandelnde Zahn wird mit H_2O_2 (30 %) touchiert und anschließend mit UV bestrahlt. Dabei werden Sauerstoff-Radikale abgespalten, die eine schnelle Oxidation der für die Verfärbung verantwortlichen Blutfarbstoffe besorgen (59).

Das Hauptanwendungsgebiet von UV-Strahlung in der Zahnmedizin ist aber die im anschließenden Kapitel beschriebene Photopolymerisation von Füllungskunststoffen.

2.1.3 Photopolymerisation

Bestimmte Moleküle können durch Einwirkung von UV-Strahlen angeregt werden. Die Energie, die durch die betreffende Substanz absorbiert wird, kann sich einmal als Fluoreszenz darstellen und zum anderen chemische Veränderungen hervorrufen. Im letzteren Fall erfährt das Molekül entweder einen Zusammenbruch, oder es nimmt an weiteren chemischen Reaktionen teil (44).

Solche Sekundärreaktionen laufen schon bei Raumtemperatur ab, und sie besitzen den chemischen Methoden gegenüber bestimmte Vorteile. Insbesondere zeichnen sich die photoinduzierten Prozesse durch die Schnelligkeit der Reaktion, die niedrige Reaktionstemperatur und den Wegfall gasförmiger und flüssiger Nebenprodukte aus (58).

Bei der Photopolymerisation von Composite-Materialien, deren Zusammensetzung in Kap. 2.3 noch eingehend beschrieben wird, benutzt man die Wirkung der UV-Strahlung, um kurzkettige Kunststoffmonomere zu Makromolekülen zu verknüpfen. Das Monomer-Material besteht aus einer Kohlenwasserstoff-Verbindung mit ungesättigten C-C Doppelbindungen. Diese reaktionsfähigen Doppelbindungen können durch die Energie der einstrahlenden Lichtquanten "aufgeklappt" werden. Zwischen den Monomer-Molekülen bilden sich neue Atombindungen. Es kommt zur Synthese einer polymeren Struktur (67).

Die Polymerisation, d.h. die Aushärtung des Füllungsmaterials, wird durch den Zusatz eines sogenannten Photoinitiators wesentlich beschleunigt. Als Wirksubstanz verwendet man das Benzoin und seine Derivate; am effektivsten wirken die Benzoin-Aether (9). Da die UV-Initiatoren auf eine bestimmte Wellenlänge eingestellt sind, ist die Voraussetzung für eine vollständige Auspolymerisation des UV-sensiblen Materials, daß der Initiator von UV-Strahlen entsprechender Wellenlänge erreicht wird. Darüber hinaus muß die Strahlung ausreichend stark sein,

da für die Aktivierung des Photoinitiators und die Aufklappung der C-C Doppelbindungen eine bestimmte Schwellenintensität notwendig ist. Weiter ist zu berücksichtigen, daß im Gegensatz zu anderen Polymerisationsarten die Photopolymerisation nicht im Sinne einer Starterreaktion zu verstehen ist, die sich bis zum Abbruch der Polymerisation als Kettenreaktion fortsetzt, sondern daß nur dort eine Vernetzung stattfindet, wo UV-Strahlen ausreichender Intensität hingelangen (67).

Aus diesem Sachverhalt heraus stellt sich deshalb die Frage nach der Sicherheit, mit der in tieferen Füllungsschichten eine vollständige Aushärtung eintritt.

Die Einführung des durch Ultraviolettbestrahlung aktivierten Kunstharzes geht auf M.G. BUONOCORE zurück (9). In Zusammenarbeit mit der Firma Caulk (Milford, Delaware, USA) entwickelte er das sogenannte "NUVA-SYSTEM", das aus den UV-sensiblen Kunststoffen "NUVA-SEAL" und "NUVA-FIL" und einer speziell auf diese Materialien abgestimmten UV-Strahlenquelle, dem "NUVA-LITE" besteht (10).

Vorläufer des "NUVA-LITE" war eine Niederdruck-Actinium-Lampe, die ursprünglich für die dermatologische Diagnose konzipiert, von BUONOCORE für den intraoralen Einsatz umgebaut wurde. Dieses Gerät war sehr unhandlich und wurde sehr heiß. Es wurde deshalb nur zu klinischen Versuchen eingesetzt (9).

Das erste kommerziell erhältliche UV-Gerät war das 1973 auf dem Markt eingeführte und bis heute verwendete "NUVA-LITE". Es benutzt zur Strahlenerzeugung eine Quecksilberdampf-Hochdruck-Lampe, welche in einem Handstück plaziert ist. Über ein ca. 185 cm

langes Stromkabel ist es mit einem separaten Kasten verbunden, in dem sich der Transformator, der Ventilator zur Kühlung der Birne und die Steuerungselemente befinden. Die Fortleitung der Strahlen auf die Zahnoberfläche erfolgt über einen ca. 14 cm langen Quarzfaser-Lichtleitstab. Zwischen Strahlenquelle und Lichtleiter ist ein Interferenz-Filterplättchen geschaltet, das die Emission aller möglicherweise schädigenden Wellenlängenbereiche unter 360 nm verhindert (35).

Bei einer Bestrahlungsdauer von 60 sec wird bei der Verwendung des Systems "NUVA-FIL" - "NUVA-LITE" eine Aushärtungstiefe von 0,5 mm erzielt (71). Das setzt bei stärker dimensionierten Füllungen ein schichtweises Arbeiten voraus. An dem hieraus resultierenden hohen Zeitaufwand setzt in erster Linie die Kritik an der NUVA-Methode an. Die Ursache für die minimale Aushärtungstiefe ist einmal in der relativ schwachen Primärstrahlenquelle zu suchen. Zudem weist die zur Weiterleitung der UV-Strahlen benutzte Quarzfaseroptik ein schlechtes Transmissionsverhalten auf und führt so zu einem weiteren Intensitätsverlust (41).

In der Folgezeit wurden deshalb von verschiedenen Firmen UV-Geräte und zugehörige Composites entwickelt, die deutliche Vorteile im Vergleich zum NUVA-System aufweisen. Die Weiterentwicklung der strahlenerzeugenden Apparatur (intensivere Primärstrahlenquelle, Lichtleiter mit gesteigerter Transmission) sowie Verbesserungen bei den Photoinitiatoren (empfindlichere Katalysatoren), führten verglichen mit dem NUVA-System, zu um ein Drittel kürzeren Bestrahlungsintervallen bei gleichzeitiger Zunahme der aushärtbaren Schichtdicke um das Vierfache. So wird von den Herstellern der hier untersuchten UV-Geräte bzw. Photopolymerisate eine Aushärtungstiefe von 2 mm bei einer Bestrahlungszeit von 20 sec angegeben.

2.2 Entwicklung der Füllungskunststoffe bis zu den Composites

Ein Material zur alloplastischen Deckung von Hartsubstanzdefekten sollte möglichst zahnähnliche, im Idealfall zahngleiche physikalische, chemische und farbliche Eigenschaften besitzen - bei gleichzeitiger biologischer Unschädlichkeit.

Die in vieler Hinsicht befriedigenden Ergebnisse bei der Anwendung von Metallen, insbesondere die guten mechanischen Eigenschaften, könnten nicht den großen ästhetischen Nachteil ausgleichen, so daß ihre Anwendung bei der Versorgung von Defekten im Frontzahnbereich nicht in Frage kommt.

Darüber hinaus scheint es nur, wenn überhaupt, mit Hilfe der Kunststoffe möglich zu sein, eine chemische Verbindung mit den Zahnhartsubstanzen herzustellen und somit das zentrale Problem der Randspaltbildung zu beherrschen (74).

2.2.1 Polymethylmethacrylate

Grundstoff dieser bei Mundtemperatur selbstpolymerisierenden Füllungsmaterialien ist das Polymethylmethacrylat (PMMA). Mit der Einführung dieser Polymere in den 50er Jahren begann die eigentliche Entwicklung der heutigen Füllungskunststoffe. Durch Katalysatoren (Peroxyde) und Acceleratoren (z.B. tertiäre Amine der aliphatischen und aromatischen Reihe) wird nach dem Anmischen des Perlpolymerisates mit der Monomerflüssigkeit die Polymerisation eingeleitet. Die Verfestigung des Monomers durch Polymeri-

sation geht mit einem Volumenschwund einher. Während dieser beim reinen Monomer ca. 23 % ausmacht, schrumpft das Gemisch, wenn man Monomer und bereits auspolymerisierte Perlen im Verhältnis 1 : 3 anrührt, nur noch um 5 - 6 %; eine Größenordnung, aus der eine immer noch beträchtliche Randspaltbildung zwischen Füllung und Kavitätenwand resultiert (67).

Weitere wesentliche Nachteile der heute nicht mehr verwendeten Polymethylmethacrylate waren:

- hoher thermischer Ausdehnungskoeffizient:
das dadurch unterschiedliche Dimensionsverhalten schädigt den Rand der Füllung und verursacht eine Flüssigkeitsströmung (Perkolation) im Randspalt
- ungenügende Abriebfestigkeit
- hoher Elastizitätsmodul:
geringer Widerstand gegenüber mechanischen Verformungen
- Pulpenschädlichkeit:
das relativ kleine Monomermolekül durchdringt das Dentin und schädigt das Zahnmark; auch im ausgehärteten Kunststoff ist noch Restmonomer nachzuweisen
- Farbinstabilität (12,22,23,26,67,69,74).

2.2.2 Polymethylmethacrylate mit Füllstoffen

Um die werkstofflichen Unzulänglichkeiten der PMMA-Füllungskunststoffe zu verbessern, fügte man dem Kunststoff anorganische Partikel (Glasfasern, -Kugeln) hinzu.

PAFFENBARGER, NELSON und SWEENEY (48) wiesen darauf hin, daß Füllstoffe mit niedrigem thermischen Ausdehnungskoeffizienten und größerer Festigkeit die Eigenschaften der Autopolymerisate wesentlich verbessern können. RIEDEL und VAHL (57) stellten aber durch rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen fest, daß bei diesen Präparaten keine echte Verbindung zwischen organischer und anorganischer Phase besteht. Die bloße Beimengung anorganischer Korpuskeln konnte somit nicht die angestrebte Optimierung der PMMA-Füllungsmaterialien verwirklichen.

2.3 Composites

Eine deutliche Qualitätsverbesserung erfuhren die Füllungskunststoffe, als es gelang, eine chemische Bindung zwischen Polymer und anorganischen Füllstoffen zu erreichen. Der zweite Unterschied zu den bisher beschriebenen Materialien besteht in dem beträchtlich höheren Füllkörperanteil.

Nach den derzeit gültigen Normen (z.B. ISO - Standard 4049) werden unter dem Begriff "Composite" Füllungsmaterialien auf Kunststoffbasis zusammengefaßt, die im erhärteten Zustand mehr als 50 Gewichtsprozent eines anorganischen Füllstoffes enthalten.

Die Composites setzen sich im wesentlichen aus folgenden Bestandteilen zusammen (50):

- 20 - 30 % eines polymerisierbaren relativ langkettigen Kunststoff-Monomers und/oder eines monomeren Gemisches mit kurzkettigen Monomeren
- 50 - 80 % feinst pulverisierte anorganische und vorbehandelte Füllstoffe
- 0,5 - 3 % Polymerisationskatalysatoren
- 1 - 2 % eines Photoinitiators bei UV-härtenden Präparaten
- 0,01 - 0,1 % eines Polymerisations-Inhibitors
- 0,1 - 1 % eines UV-Absorbers und/oder UV-Stabilisators

- 0 - 3 % Weichmacher (Verdünner)
- geringe Mengen an Farbstoffen.

Der unterschiedlichen chemischen Struktur der organischen Grundsubstanz entsprechend, unterscheidet man prinzipiell 2 Gruppen von Composites; nämlich die auf Methylmethacrylat basierenden und die von BOWEN (6) entwickelten.

2.3.1 Composites auf der Basis von Methylmethacrylat

Durch Erreichen eines chemischen Verbundes zwischen organischer Grundsubstanz und anorganischen Füllern und durch Steigerung des Fülleranteiles zeigten diese Präparate den in 2.2.1 und 2.2.2 erwähnten Materialien gegenüber deutlich verbesserte physikalische Eigenschaften. Sie blieben dennoch mit den Nachteilen der PMMA-Matrix behaftet (wie z.B. relativ große Polymerisationsschrumpfung, Pulpenschädigung durch das kleine Methylmethacrylatmolekül), so daß sie heute praktisch nicht mehr verwendet werden (21, 42, 67, 74).

2.3.2 Composites auf der Basis der BOWEN-Formel

2.3.2.1 Organisches Grundmaterial

Der überwiegende Teil der heute verarbeiteten Composites enthält als Monomer das von R.L. BOWEN am National Bureau of Standards (Washington, USA) entwickelte und 1962 patentierte Reaktionsprodukt zwischen einem Epoxyharz (Bisphenol-A-Diglycidyl-

äther) und einer Acrylsäure (Methacrylsäure) nämlich das Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (BIS - GMA) (6). Das primär bereits sehr große Ausgangsmolekül weist an den Enden jeweils einen Acrylsäurerest auf, dessen aktivierbares Kohlenstoffatom nicht nur zur Kettenbildung, sondern auch zu einer echten dreidimensionalen Vernetzung befähigt ist. Aus diesem Grund zeichnen sich die acrylmodifizierten Epoxyharze vor allem durch eine minimale Polymerisationsschrumpfung, günstige mechanische Eigenschaften, eine gesteigerte Säureresistenz und geringere Flüchtigkeit aus (16,38,67).

2.3.2.2 Anorganische Füllstoffe

Je nach Fabrikat ist die BIS - GMA - Matrix der Composites mit einem Gewichtsanteil von 50 - 80 % anorganischer Füllstoffe angereichert. Bei den anorganischen Partikeln handelt es sich um Mineralien, z.B. um Phosphate, Silikate, Quarz und verschiedene Glas- und Keramikverbindungen. Sie liegen in Form von Fasern, Splittern, Stäbchen, Kugeln oder als Pulver vor.

Die Teilchengrößen schwanken zwischen 0,2 - 30 μm . Neben dem Volumenanteil beeinflussen Form, Größe und Größenverteilung der anorganischen Partikel maßgebend die Eigenschaften eines Composites (1). Von größter Bedeutung ist in diesem Zusammenhang die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Ferner resultieren: höhere Zug- und Druckfestigkeit, geringerer Elastizitätsmodul, größere Härte und gesteigerte Abriebfestigkeit (38).

Um die vorteilhaften Materialeigenschaften der anorganischen Komponente voll zu nutzen, ist eine feste Verbindung zwischen Füller und Matrix notwendig (1).

Hierbei bedient man sich eines Verfahrens, bei dem die einzelnen Füllerteilchen mit einer organischen Siliziumverbindung überzogen werden. Die Molekülstruktur solcher Silane ermöglicht eine chemische Verbindung sowohl mit der Oberfläche des anorganischen Füllkörpers als auch mit der organischen Grundsubstanz, was eine feste Verankerung des Füllers im Kunststoff bewirkt (38,67).

2.3.2.3 Verarbeitung

Als Applikationsform haben sich bei den Composites die Pasten-Systeme durchgesetzt. Diese Präparate werden in zwei in der Aktivierung unterschiedlichen Systemen geliefert: mit chemischer oder mit UV-Aktivierung.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit den UV-härtenden Composites, deren Polymerisationsmechanismus in Kapitel 2.1.3 abgehandelt wurde. Die UV-sensiblen Materialien entsprechen im Aufbau der organischen und anorganischen Komponente den Composites auf der Basis der Bowen-Formel; sie zeigen praktisch die gleichen werkstofflichen Eigenschaften. Darüber hinaus weisen sie, insbesondere im Hinblick auf die Verarbeitung, folgende Vorteile auf:

Arbeiten ohne Zeitdruck

Mit den chemisch aktivierten Composites ist es nicht möglich, die Forderung nach einer langen Verarbeitungsphase, kombiniert mit einer kurzen Aushärtungs-

zeit, zu erfüllen. Dagegen kann bei den UV-aktivierten Composites die Applikation und Modellation im plastischen Zustand ohne Zeitdruck durchgeführt werden; ein Vorteil, der sich besonders bei komplizierten Arbeitsgängen auswirkt.

HOTZ (28) stellt fest, daß die Qualität einer Composite-Füllung wesentlich beeinträchtigt wird, wenn nach Erreichen des Gel-Punktes noch am Material manipuliert wird. Dieser Zeitpunkt, der bei den pastförmigen Composites dadurch charakterisiert ist, daß das Füllungsmaterial seine Modellierbarkeit verliert, körnig und bröckelig wird, ist bei den chemisch aktivierten Materialien meist schon nach 2 min erreicht. Hohe Zimmertemperaturen führen zu einer weiteren Verkürzung der Verarbeitungszeit.

Die Polymerisation UV-sensibler Kunststoffe beginnt dagegen erst in dem Augenblick, wo die Bestrahlung einsetzt (ROCK, "principle of command setting", (58) und führt dann aber innerhalb kürzester Zeit zur Aushärtung. Dadurch werden störende Einflüsse (wie z.B. Speichelzutritt, Bewegung des Patienten) weitgehend ausgeschaltet.

Vermeidung von Mischfehlern

Bei den chemisch aktivierten Präparaten müssen Aktivator und Coaktivator in voneinander getrennten Pasten vorliegen. Durch Mischen beider Pasten wird die Polymerisation eingeleitet. VIOHL und EICKHOFF (78) beobachteten eine signifikante Vergrößerung der Löslichkeit, wenn ein falsches Mischungsverhältnis der beiden Pasten bei der Verarbeitung gewählt wurde.

KOLLMANNSPERGER und VIOHL (33) zeigten in Versuchen mit Paste-Paste-Composites, daß Abweichungen vom Mischungsverhältnis 1 : 1 die mechanischen Eigenschaften spürbar beeinträchtigen.

Zudem werden während des Anmischens unvermeidlich Luftblasen in das plastische Material eingearbeitet, was eine Zunahme der von vornherein schon vorhandenen Poren bedeutet. Reichlich vorhandene Poren können die physikalischen Eigenschaften eines Composites herabsetzen und, falls sie an der Füllungs- oberfläche liegen, die Ursache für Plaqueretentionen und Verfärbungen sein (19). Die Verwendung der applikationsbereiten UV-aktivierbaren Paste schließt diese Fehler aus.

Materialersparnis

Die in Dosierspritzen angebotenen UV-Präparate bringen insofern eine beachtliche Materialersparnis, als sie in kleineren Portionen entnommen werden können. Sollte sich während des Füllens der Kavität herausstellen, daß eine zu kleine Menge vorliegt, so kann aufgrund der praktisch unbegrenzten Arbeitszeit, der fehlende Anteil hinzugefügt werden. Ein analoges Vorgehen verbietet sich bei den chemisch aktivierbaren Materialien, so daß hier mit einem mehr oder weniger großen Überschuß gearbeitet werden muß.

Verbesserte Farbstabilität

Verfärbungen der herkömmlichen Composites sind zu einem beträchtlichen Teil auf die chemische Instabilität der Aminacceleratoren zurückzuführen (7).

Da diese bei der Photopolymerisation nicht benötigt werden, zeichnen sich die UV-sensiblen Füllungskunststoffe im Vergleich zu den chemisch aktivierten Materialien durch eine größere Farbbeständigkeit aus. (15).

Oben genannten Vorteilen steht die Tatsache gegenüber, daß die UV-polymerisierbaren Composite-Materialien nur in dem Maße aushärten, wie die einzelnen Moleküle von UV-Strahlung genügend großer Intensität erreicht werden, s. auch Kap. 2.1.3. Es besteht also die Gefahr, daß die der Strahlenquelle abgewandte Seite des Materials, z.B. die Unterseite einer Füllung, nicht vollständig auspolymerisiert. Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Versuche sollen deshalb klären, ob eine vollständige Durchhärtung eintritt, wenn die von den Herstellern angegebenen Daten über Expositionszeit und Schichtdicke zugrundegelegt werden.

2.4 Indikationsspektrum der UV-Polymerisate

Die Anwendung der UV-Polymerisation von Composites in Verbindung mit der Säure-Ätztechnik (8) hat die Möglichkeiten der restaurativen Zahnheilkunde beträchtlich erweitert. Insbesondere bei den nachfolgend aufgeführten Indikationen konnten aufgrund der in Kap. 2.3.2.3 (Arbeiten ohne Zeitdruck) beschriebenen Verarbeitungsvorteile wesentlich bessere Behandlungsergebnisse erzielt werden:

1. Versorgung approximal-incisaler Frontzahnläsionen (Black Klasse IV)
2. Wiederaufbau von traumatisch geschädigten Zähnen bei Kindern und Jugendlichen
3. Ästhetische Korrekturen von Schmelzdefekten (mangelhafte Mineralisation, Tetracyclin-schäden)
4. Hypoplasien
5. Aufbau von Zapfenzähnen
6. Verkleinerung bzw. Schließung eines Diastemas
7. Reparaturen von Kunststoff-Facetten und Aufbrennkeramik
8. Temporäre Schienung gelockerter oder reimplantierter Zähne
9. Immediatbrücken

10. Stiftaufbauten mit anschließender Überkronung
11. Fissurenversiegelung
12. Klebetechnik in der Kieferorthopädie
 - a) Befestigung von Brackets
 - b) Herstellung von Retentionen für kieferorthopädische Geräte
 - c) Befestigung von Retainern
 - d) Herstellen von Retentionen für Fingerfederchen (15, 29, 38, 39, 43, 49, 62).

2.5 Mögliche Gefahren bei Einsatz von UV-Strahlen

Neben den positiven Wirkungen der gezielt in der Therapie eingesetzten UV-Strahlung müssen die möglichen, schädlichen Wirkungen auf lebende Strukturen in Betracht gezogen werden. Besonders dann, wenn der Organismus über längere Zeiträume gehäuft der ultravioletten Strahlung ausgesetzt ist.

Deshalb ist die Frage zu stellen, ob der bei den UV-Polymerisationsgeräten wirksame Wellenlängenbereich Risiken in sich birgt. Potentielle Gefahren sind sowohl im Hinblick auf den Patienten als auch auf das Behandlungspersonal abzuschätzen.

Die für Polymerisationszwecke in der Zahnheilkunde eingesetzten UV-Strahlenquellen verwenden Quecksilber-Hochdrucklampen, deren Spektrum sich vom Sichtbaren über das UV-A bis in den UV-B-Bereich erstreckt (35).

Das in großen Mengen zur Erde gelangende langwellige UV-A (380 - 315 nm) wird normalerweise von der Haut ohne sichtbare Reaktion absorbiert. Unter besonderen Voraussetzungen kann es aber zu phototoxischen und photoallergischen "Lichtdermatosen" kommen. Phototoxisch bedingte Dermatosen treten obligat bei jedem Menschen auf, wenn er mit einer entsprechenden Substanz wie z.B. Teer oder Akridinfarbstoff in Berührung kommt (36). Photoallergisch bedingte Alterationen der Haut treten dagegen nur bei solchen Menschen auf, die gegen bestimmte Verbindungen über-

empfindlich reagieren. Als photosensibilisierende Arzneimittel sind insbesondere Sulfonamide und Phenothiazonderivate bekannt (3, 11, 34). Weitere auslösende Momente für eine Hautüberempfindlichkeit gegenüber dem langwelligen UV-A sind Krankheiten wie Lupus erythematoses, Xerodermapigmentosum und die ererbte oder erworbene Störung des Porphyrinstoffwechsels (46).

Von der UV-B Strahlung (315 - 280 nm) ist bekannt, daß sie Hautreaktionen hervorruft. Bei der Bestrahlung der Epidermis kommt es, abhängig von Wellenlänge, Strahlungsintensität und -dauer zu verschieden stark ausgeprägten Gewebereaktionen, die von einem leichten Erythem bis zu schweren Entzündungserscheinungen der Haut mit Blasenbildungen reichen (64). Wichtig ist in diesem Zusammenhang, daß die Schleimhäute der Mundhöhle und Augenbindehaut keine schützende Keratinschicht besitzen, so daß sie wesentlich empfindlicher als die Haut reagieren.

Bei Exposition der Augen mit UV-Strahlung unter 315 nm beobachtete WALD (80) Entzündungen der Cornea und Conjunctiva mit sekundärer Beteiligung der Iris. Wird die Haut über lange Zeiträume verstärkt der UV-B Strahlung ausgesetzt, können Keratose und Hautkrebs entstehen (24).

STEGER und MANNECK (70) untersuchten die Einwirkungsmöglichkeiten der UV-Strahlung auf die menschliche Zahnpulpa und stellten fest, daß eine wesentliche Wirkung selbst bei sehr hohen Strahlungsintensitäten kaum zu erwarten ist; besonders dann nicht, wenn eine durchgehend intakte Hartschicht die Pulpa be-

bedeckt. Selbst außerordentlich dünne Schichten haben gerade für Wellenlängen unter 350 nm eine gute Filterwirkung.

Eine weitere Problematik bei der Anwendung von UV-Strahlung besteht in der potentiellen Gefahr von Spätfolgen. Vielfach in der Literatur beschrieben sind die durch den Photoeffekt hervorgerufenen chemischen Veränderungen an den Eiweißstrukturen von Zelle und Gewebsflüssigkeit (13,47,75,81,83). Die Wirkung des Ultraviolett als mutationsauslösendes Agens, besonders bei der DNS-Synthese, konnte von DEERING (13) nachgewiesen werden. TYRELL et.al. (75) beschreiben die Zerstörung von bestimmten Enzymkomplexen durch UV-Strahlung.

Letztgenannte Einflüsse scheinen unter anderem die Ursache für die Langzeitwirkung von UV-Strahlen zu sein. Der kumulative Effekt vieler Einzeldosen könnte ein onkogenes Potential erzeugen, das letztlich die Umwandlung von der gesunden Zelle in die Tumorzelle bewirkt (2,34). Hierauf bezogen macht ILLINGWORTH (30) das prädisponierende Moment der Ultraviolett-Strahlung bei der Hautkrebsentstehung deutlich. Er stützt sich hierbei auf Äußerungen von URBACH und OBERLING. Während OBERLING (45) behauptet, daß jede Form von elektromagnetischer Strahlung eine canzerogene Kraft besitzt und URBACH (76) feststellt, daß 25 % der in den USA auftretenden Malignome Hautkrebs sind, die in der Mehrzahl direkt durch chronische Sonnenlicht-Einwirkung verursacht sind, führen die Untersuchungen der meisten anderen Autoren (4,18,40,60,80,82) zu dem Ergebnis, daß dem Spektrum oberhalb 320 nm keine Canzerogenität zukommt.

Es ist demnach für die medizinische Sicherheit von maßgebender Bedeutung, das Emissionsspektrum der zur Polymerisation verwendeten UV-Strahlenquellen auf cancerogene Wellenlängenanteile hin zu untersuchen. Entsprechende Messungen wurden von BIRDSELL (2), ROCK (58), LAMPERT und LOEW (35), STEGER und MANNECK (73) durchgeführt. Diese Autoren kommen gemeinsam zu dem Ergebnis, daß alle derzeit für die zahnärztliche Ausrüstung verfügbaren UV-Geräte nur den Teil des langwelligigen UV-A-Bereiches verwenden, der oberhalb der kritischen Wellenlänge von 320 nm liegt. Da die in allen Systemen verwendete Quecksilber-Hochdrucklampe ein Spektrum erzeugt, das weit in das UV-B hineinreicht, muß der schädliche Wellenlängenbereich durch entsprechende Filtersysteme, die zwischen Primärstrahlenquelle und Strahlenaustritt am Lichtleiterende geschaltet sind, ausgefiltert werden.

LAMPERT und LOEW (35), STEGER et.al. (72) führten Versuche an der Mundschleimhaut von Ratten durch, in denen sie zeigten, daß neben der exakten Begrenzung der spektralen Verteilung der UV-Strahlung auch Intensität und Expositionszeit Bedeutung für mögliche Schleimhautschädigungen haben. Nach extrem langen Bestrahlungszeiten, wobei das Lichtleiterende direkten Schleimhautkontakt hatte, bildeten sich mäßige unspezifische Entzündungserscheinungen aus, die jedoch 6 Tage nach der Bestrahlung nicht mehr nachweisbar waren. Die Autoren weisen darauf hin, daß es sich um äußerst ungünstige Versuchsbedingungen handelte, die im normalen klinischen Betrieb nie zu erreichen sind.

Nach Einbeziehung sämtlicher Schädigungsmöglichkeiten durch UV sind deshalb für den risikolosen Einsatz von UV-Strahlenquellen bestimmte Vorsichtsmaßnahmen zu ergreifen. LAMPERT (36) verlangt als erstes die Erhebung einer Anamnese, die Auskunft darüber gibt, ob eine ererbte oder erworbene UV-Überempfindlichkeit vorliegt oder ob der Patient photosensibilisierende bzw. phototoxische Substanzen einnimmt bzw. Kontakt mit derartigen Stoffen hat. BIRDSELL (2) fordert darüber hinaus das Tragen von Schutzbrillen sowohl von Behandlungspersonal als auch vom Patient, wenn nicht ausgeschlossen werden kann, daß die Augen unmittelbar den UV-Strahlen ausgesetzt sind. UV-Strahlen dürfen niemals direkt auf die Augen gerichtet werden.

Weitere Forderungen sind:

Anwendung der geringsten notwendigen Strahlendosis, Beschränkung ausschließlich auf den zu behandelnden Bereich und Abschirmung der Lichtleiteraustrittsöffnung zur Vermeidung von Streustrahlung.

3. Material und Geräte

3.1 Untersuchte Composite-Materialien

In der vorliegenden Arbeit wurden folgende drei UV-sensiblen Präparate untersucht:

1. "Estilux" der Firma Kulzer, Bad Homburg,
Farbe "Y", Charge 601027
nachfolgend Composite A genannt
2. "Plurafil" der Firma Litema, Baden-Baden,
Farbe "Standard", Charge 70571
nachfolgend Composite B genannt
3. "Uviofil" der Firma Espe, Seefeld/Obb.,
Farbe "Standard", Charge D 156
nachfolgend Composite C genannt

Es handelt sich bei diesen drei Materialien um applikationsfertige voraktivierte Einkomponenten-Composites auf der Grundlage der Bowen-Formel mit einem UV-sensiblen Katalysatorsystem im Wellenbereich 365 - 366 nm. Sie sind bis zu ca. 80 Gewichtsprozent mit relativ großen, anorganischen Füllkörpern angereichert.

Die einzelnen Materialien werden in mehreren Farben angeboten. Bei den oben aufgeführten Präparaten wurde diejenige Farbe gewählt, die von den Herstellern als "Standard"-Farbe bezeichnet wird, d.h. deren Farban-

passung zur Umgebung in 90 % der Fälle für ausreichend erachtet wird und die somit wohl am häufigsten in der zahnärztlichen Praxis verwendet wird. Es handelt sich um helle, transparente Farbtöne, von denen erwartet wird, daß sie die UV-Strahlen bei ihrer Passage am wenigsten schwächen, so daß im Vergleich zu dunkleren, opakeren Farbtönen größtmögliche Aushärtungstiefen resultieren. Um diese Annahme zu verifizieren und die Strahlendurchlässigkeit in Abhängigkeit von der Farbe zu untersuchen, wurden in den spektralphotometrischen Modellversuchen als Vergleichsmaterialien zusätzlich zwei dunkle stark pigmentierte Farbtöne in die Betrachtung einbezogen:

- | | | |
|----|-----------|--|
| 4. | "Uviofil" | Farbe "Braun", Charge D 173
nachfolgend Composite D genannt |
| 5. | "Uviofil" | Farbe "Grau", Charge D 137
nachfolgend Composite E genannt |

3.2 Verwendete Geräte

3.2.1 UV-Bestrahlungsgeräte und Lichtleiter

Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Bestrahlungsgeräte, die zusammen mit den in Kap. 3.1 aufgeführten Composite-Materialien angeboten werden, sind in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt:

Hersteller	Gerätebezeichnung	Lampentyp	Kurzbezeichnung
Kulzer	Duralux UV-20	Hg-Hochdruck Original Hanau	A
Litea	Pluraflex UV 200	HG-Hochdruck Phillips H UV 160	B
Espe	Uviolite	HG-Hochdruck Phillips H UV 160	C

Tab. 1: Verwendete UV-Bestrahlungsgeräte
und Lampentypen

Der Aufbau der hier untersuchten Bestrahlungsgeräte ist grundsätzlich gleich. In einem Lichtkasten (ein lichtdicht geschlossenes Gehäuse, das den Austritt jeglicher Streustrahlung verhindert), befindet sich eine leistungsstarke Quecksilberdampflampe. Die von der Lampe emittierte Strahlung wird mit Hilfe eines

Quarzkondensors auf einen Lichtleiter übertragen. Durch das Konstruktionsmerkmal "Lichtleiter" (ca. 1,5 m) ist es möglich (im Vergleich zum NUVA-LITE) bei diesen neuen Geräten die sehr heiße Primärstrahlenquelle vom Kopf des Patienten zu entfernen.

Alle drei Geräte haben nach dem Einschalten eine kurze Anlaufzeit von 6 - 8 sec.

Beim U v i o l i t e kann der Zahnarzt über einen elektronischen Timer die drei Polymerisationszeiten von 10, 20 und 40 sec einstellen.

D u r a l u x UV-20 bietet zwei Programme an. Das erste Programm läuft über 20 sec, das zweite verdoppelt die Bestrahlungszeit auf 40 sec. Als nachteilig wird bei diesem Gerät empfunden, daß nach Ablauf eines Intervalls zur Kühlung der Quecksilberdampflampe eine Erholungsphase von 60 sec benötigt wird, was den Arbeitsablauf besonders bei gleichzeitiger Behandlung mehrerer Zähne erheblich stört.

Die Einstellung der Bestrahlungszeit beim P l u r a f l e x UV-200 erfolgt durch einen elektronisch gesteuerten, stufenlos regelbaren Intervall-Programmierer mit einer Sekunden-Zeitskala von 10 - 60 sec. Wie das U v i o l i t e , so benötigt auch dieses Gerät keine Regenerationsphase zwischen den einzelnen Polymerisationen. U v i o l i t e und P l u r a f l e x UV-200 sind durch eine sogenannte "stand by"-Schaltung ständig einsatzbereit. Beide Geräte bieten die Möglichkeit, das Bestrahlungsintervall wahlweise über einen Fußschalter abzurufen.

In die Geräte von Litema und Espe ist ein Meßinstrument integriert, mit dem jederzeit die verfügbare UV-Strahlenleistung überprüft werden kann. Hierzu wird das Lichtleiterende in die Öffnung des Meßinstrumentes eingeführt und man kann anhand des Zeigerausschlages (U v i o l i t e) bzw. des Aufleuchtens einer Kontrolllampe (P l u r a f l e x UV-200) erkennen, ob die abgegebene UV-Intensität für eine einwandfreie Polymerisation ausreichend ist. Das D u r a l u x UV-20 weist eine ähnlich zweckmäßige Meßvorrichtung nicht auf.

Die regelmäßige Messung der Strahlungsleistung ist insofern wichtig, als die Quecksilberdampflampen einer Alterung unterliegen. So beschreiben DURNER und MEYER, daß die von ihnen getesteten D u r a l u x UV-20 Geräte bereits nach 300 - 450 Bestrahlungen 2/3 ihrer Ausgangsleistung verloren hatten. Bei dem Litema-Bestrahlungsgerät mußten bei ca. 460 Bestrahlungen zwei Mal die Lampen gewechselt werden. Die längste Lebensdauer hatte das U v i o l i t e , dessen Leistung sich nach über 1 000 Bestrahlungen nur um 1/3 reduzierte und das damit in seiner Intensität noch ausreichend war (17).

Es stellt sich somit die Frage nach der Reproduzierbarkeit der in dieser Arbeit gewonnenen Werte.

Die Versuchsreihen wurden mit fabrikneuen Lampenmodulen durchgeführt: die Anzahl der Bestrahlungen lag weit unter den von DURNER und MEYER angegebenen Werten und somit in einem Bereich, von dem angenommen werden kann, daß über sämtliche Anwendungen die maximale, den einzelnen Quecksilberdampflampen zumeßbare Intensität vorhanden ist.

Die Begriffe "UV-Strahlung" und "Lichtleiter" werden in der vorliegenden Arbeit nebeneinander verwendet, obwohl dies sprachlich nicht ganz korrekt ist:

Die von der Quecksilberdampf Lampe erzeugte elektromagnetische Strahlung umfaßt Wellenlängen des sichtbaren und ultravioletten Bereiches. Den Hauptanteil an der Emission hat aber die UV-Strahlung - das sichtbare Licht ist nur ein zwangsläufiger Nebeneffekt. Im sichtbaren Gebiet, dessen Grenzen durch die Wahrnehmbarkeit des Auges (Lichtempfindung) bestimmt sind, gelten die lichttechnischen Größen und Einheiten. Im ultravioletten Wellenlängenbereich verwendet man die strahlungsphysikalischen Größen und Einheiten. So ist beim Übergang von dem einen zum anderen Bereich der Ausdruck "Licht" durch den Ausdruck "Strahlung" zu ersetzen. Daraus folgt, daß korrekterweise statt "Lichtleiter" der Begriff "Strahlenleiter" gebraucht werden müßte. Da aber in der gesamten Literatur ausschließlich der Ausdruck "Lichtleiter" vorkommt, soll auch hier dieser Begriff verwendet werden.

Die Leitung der UV-Strahlen von der Primärstrahlenquelle an das Arbeitsfeld erfolgt bei den drei untersuchten Geräten mit Hilfe eines von NAHT und KREITMAIR (71) entwickelten und von SEEHOLZER (68) und Mitarbeitern in die Zahnheilkunde eingeführten Flüssigkeits-Lichtleiters.

Der Lichtleiter besteht aus einem flexiblen, kunststoffbeschichteten Metallschlauch, der mit einer speziellen Flüssigkeit gefüllt ist, durch welche

die für die Polymerisation nützliche, langwellige UV-Strahlung mit besonders geringen Übertragungsverlusten weitergeleitet wird. Die Flüssigkeit enthält bestimmte Ionen, welche die biologisch besonders wirksamen UV-Wellenlängenbereiche absorbieren sollen. Die genaue Zusammensetzung der Flüssigkeit ist nicht veröffentlicht.

Das hier beschriebene Flüssigkeits-Lichtleitersystem ist in der Leistungskapazität etwa 10 Mal größer als vergleichbare Faseroptiken, d.h. es können wesentlich intensivere Strahlenquellen (bis zu mehreren 100 Watt) angeschlossen werden, ohne die Lichtleiterflüssigkeit und deren Transmission zu beeinflussen. Außerdem sind die Übertragungsverluste im nahen UV-Bereich um den Faktor 3 geringer als bei Lichtleitern mit Quarzfaserbündeln (41).

Der Strahleneintritt erfolgt über einen Quarzstab, der die Funktion eines Kondensors hat und die von der Primärstrahlenquelle emittierten Strahlen auf den Flüssigkeits-Lichtleiter fokussiert. Der Lichtleiter endet in einem frei drehbaren Handstück, um eine leichte Handhabung bei der Plazierung an den zu bestrahlenden Zahnflächen zu ermöglichen. Dem Handstück aufgesetzt ist ein Lichtleiterendstück aus Duran-Glas, das zusätzlich zur Lichtleiterflüssigkeit die kurzwelligen UV-Anteile (unter 320 nm) herausfiltert. Die Lichtleiterendstücke liegen in gerader und gebogener ($\sim 50^\circ$) Form vor.

Der Lichtleiter insgesamt hat eine Länge von ca. 160 cm bei einem Gesamtdurchmesser von ca. 10 mm. Der minimale Biegeradius beträgt 6 - 8 cm; das Strahlenaustrittsfenster hat einen Durchmesser von 6 mm.

3.2.2 Optische Eigenschaften des Systems

Bei den in dieser Arbeit untersuchten Bestrahlungsgeräten wurde die relative spektrale Verteilung der durch das System Primärstrahlenquelle/Lichtleiter verfügbaren Strahlung bestimmt. Die Untersuchung wurde mit freundlicher Unterstützung von Herrn Dipl.-Physiker E. Manneck am Institut für medizinische Optik der Universität München durchgeführt.

Die Messung der Strahlung erfolgte am Austrittsfenster des Lichtleiters. Für alle drei Geräte ergaben sich identische Wellenlängenverteilungen, so daß in Abb. 1 beispielhaft der Kurvenverlauf für das Gerät B dargestellt ist. Die übereinstimmenden spektralen Verteilungskurven sind darauf zurückzuführen, daß die untersuchten Geräte alle das von NATH konzipierte Transmissionssystem verwenden.

Wie aus Abb. 1 hervorgeht, liegt bei 365 nm ein ausgeprägtes Strahlungsmaximum, in dem sich der Hauptanteil der UV-Emission konzentriert. Der nichtlineare Maßstab auf der Abszisse ist meßtechnisch bedingt.

Wellenlängen unter 334 nm kommen nicht vor, was zum einen auf der selektiven spektralen Durchlässigkeit der Lichtleiterflüssigkeit beruht, zum anderen auf der Filterwirkung des Lichtleiterendstückes (73). Das aus der Abb. 1 ersichtliche zweite Intensitätsmaximum bei ca. 420 nm ist aus biologischer Sicht nicht relevant und trägt auch nicht zur Polymerisation bei, da der den Composites beigemischte Katalysator nur von UV-Strahlen der Wellenlänge 365 nm aktiviert wird.

Während sich die Geräte A, B und C in der spektralen Verteilung ihrer Strahlung gleichen, unterscheiden sie sich in ihrer Strahlungsleistung, wie folgende Bolometermessungen zeigen:

Gerät	Meßzeit (sec)	Intensität (mW)	Bemerkung
A	20	75	Impulsbetrieb
	40	43	Leistung fällt ab
B	20	95	Permanentbetrieb
C	20	110	Permanentbetrieb

Tab. 2: Vergleich der Strahlungsleistungen
der Geräte

Diese Messungen wurden mit Hilfe eines Bolometers der Firma Laser Instrumentation Ltd. (Indicator Modell 154, Serien-Nr. 132) ausgeführt. Das Strahlenaustrittsfenster des geraden Lichtleiterendstückes wurde unmittelbar auf den Sensor des Prüfgerätes gelegt. Die Meßwerte wurden direkt auf einer Skala in m Watt abgelesen.

Die o. g. Tabelle zeigt, daß sich die benutzten Geräte sowohl in der Strahlungsintensität als auch in der Betriebsweise deutlich unterscheiden.

Das Gerät C zeigt die höchste Strahlungsintensität. Mit dem Gerät B werden Intensitäten erreicht, die ca. 15 % geringer sind, als die Strahlungsleistung des Gerätes C. Beide Geräte erreichen unmittelbar nach

Abruf des Bestrahlungsintervalls die volle Strahlungsleistung und geben sie permanent über den vorgewählten Zeitraum (20 sec bzw. 40 sec) ab; der Abfall der Intensität im Laufe der Meßzeit ist vernachlässigbar.

Demgegenüber arbeitet das Gerät A mit einer Quecksilberdampf Lampe im Impulsbetrieb; bei Bestrahlungszeiten > 20 sec gibt das Gerät zwei UV-Impulse ab. Auf einen Hauptimpuls (Dauer ca. 20 sec) folgt bei Bestrahlungszeiten $= 40$ sec ein zweiter Impuls auf einem wesentlich niedrigeren Intensitätsniveau. Die Bolometermessung ergab bei einer Bestrahlungszeit von 20 sec 75 mW, bei einer Bestrahlungszeit von 40 sec jedoch nur 45 mW - das Gerät zeigt also eine zeitliche Änderung der Strahlungsintensität.

Weiter ist für das letztgenannte Gerät typisch, daß nach Abruf des Bestrahlungsintervalls die Primärstrahlenquelle anfangs zunächst ca. 4 sec lang flackert und sich nach dieser Zeit so stabilisiert, daß erst dann die volle Strahlungsleistung vorliegt. Aus diesem Grunde sind mit dem Gerät A nur Versuche mit Bestrahlungszeiten > 4 sec möglich, siehe Kap. 5.

3.3 Durchstrahlungseigenschaften der Composite-Materialien

Aus der besonderen Art des Polymerisationsmechanismus können sich bei den UV-aktivierten Präparaten, mit zunehmender Schichtdicke, in der Tiefe einer Füllung Probleme bei der Aushärtung ergeben (unvollständige Aushärtung). Das der Aushärtung zugrundeliegende Prinzip (Kap. 2.1.3) besteht darin, daß die UV-Strahlung bei der Photopolymerisation keine Starterfunktion in dem Sinne besitzt, daß eine Kettenreaktion initiiert wird, die wie bei den chemisch aktivierten Materialien bis zum Abbruch der Reaktion fortläuft, sondern daß nur dort eine Vernetzung der Monomere stattfindet, wo UV-Strahlung des katalytisch wirkenden Wellenlängenbereiches in ausreichender Intensität hingelangt. Dieser Wirkung entgegen steht die Gesetzmäßigkeit, daß das Eindringvermögen von UV-Strahlen stark durch die Reflexion bzw. Streuung an Grenzflächen und durch die Absorption im Kunststoff begrenzt wird (52).

Hieraus ergeben sich für die Problematik der Aushärtung in tieferen Füllungsschichten folgende Fragen:

- In welchem Maße nimmt die Intensität der UV-Strahlung beim Durchgang durch einen Prüfkörper aus UV-sensiblen Material definierter Schichtstärke ab?
- Welchen Einfluß hat eine intensive Einfärbung des Composite-Materials auf die Abschwächung der Intensität?

Diese Fragen wurden mit freundlicher Unterstützung der Firma Osram untersucht.

3.3.1 Spektralphotometrische Untersuchungen

Die Composite-Materialien A, B und C wurden mit dem Zeiss-Spektralphotometer MPQ 3 durchgemessen. Als Strahlenquelle diente eine Wolfram-Lampe. Die Spaltbreite des Gitters betrug 0,25 mm bei einer Wellenlänge von $\lambda = 380$ nm. Die untersuchten zylindrischen Proben hatten eine Schichtstärke von 2,2 mm. Um einen homogenen auspolymerisierten Prüfkörper zu erhalten, wurde sowohl Ober- als auch Unterseite je 20 sec bestrahlt. Zur Vermeidung von Falschlicht wurden die Proben sorgfältig mit lichtundurchlässigem Kunststoff auf kleine Lochblenden aufgekittet und im Meßstrahlengang justiert. Der Empfänger (PEV) wurde mit einem Verstärker (1- bis 10 000-fach) betrieben.

Zu Vergleichszwecken wurden nicht nur die 3 Composite-Materialien A, B und C spektralphotometrisch analysiert, sondern es wurden außerdem auch die stark pigmentierten Composite-Materialien D und E in die Untersuchung einbezogen.

Das Ergebnis der spektralphotometrischen Untersuchung ist in Abb. 2 graphisch dargestellt. Aus den Kurven ist zu erkennen, daß das Transmissionsverhalten wellenlängenabhängig ist. Die Durchstrahlbarkeit steigt mit zunehmender Wellenlänge. Da die Empfindlichkeit der UV-Katalysatoren im Bereich von 365 nm liegt, soll nur dieses Gebiet näher betrachtet werden.

Auffällig ist der bei allen Proben beobachtete, außerordentlich hohe Intensitätsverlust bei 365 nm;

er beträgt 80 % und mehr (gemessen nach Durchstrahlung einer praxisrelevanten Schichtdicke von 2,2 mm). Die beste Durchlässigkeit hat das Präparat C, während die Präparate A und B demgegenüber eine deutlich geringere Durchlässigkeit besitzen (ca. 40 - 50 % weniger).

Darüber hinaus vermindert sich die Intensität bei den stark eingefärbten Chargen D und E nochmals um die Hälfte im Vergleich zu den Materialien A und B, so daß bei den dunklen Proben von der ursprünglich eingestrahnten Intensität nur noch ca. 3 % vorhanden ist.

Die spektralphotometrischen Messungen machen also deutlich, daß im Grenzbereich von 2,2 mm Schichtstärke bei den in diesem Versuch betrachteten UV-sensiblen Composites ein äußerst großer Intensitätsverlust eintritt. Möglicherweise ist es dieser hohe Grad an Abschwächung des Strahlenflusses, der in der Hauptsache den Polymerisationsvorgang in der Tiefe beeinflusst, während die im Rahmen der 20 %igen Restintensität veränderliche, produktspezifische, d.h. von den Materialeigenschaften des einzelnen Fabrikats abhängige Strahlendurchlässigkeit nur eine untergeordnete Rolle zu spielen scheint. Dies gilt mit Ausnahme der stark pigmentierten Proben D und E, die so ausgeprägt niedrige Transmissionswerte aufweisen (3 %), daß über den allgemeinen Intensitätsverlust hinaus, durch die dunkle Farbe ein zusätzlicher, negativer Effekt im Hinblick auf die Aushärtung vermutet werden kann.

Von allgemeinem Interesse könnte die Interpretation der Transmissionskurven in höheren Wellenlängenbereichen insofern sein, als man daraus folgern kann, daß bei längerwelliger Auslegung der Initiatorsysteme ein höherer Wirkungsgrad bei der Photopolymerisation erwartet werden kann.

3.3.2 Bestimmung der Transmission in Abhängigkeit von der Schichtdicke

Die Intensität elektromagnetischer Strahlung wird beim Bestrahlen eines absorbierenden Materials entsprechend der Beziehung

$$\varnothing = \varnothing_0 (1 - \mathcal{S}) e^{-\mu d} \quad (1)$$

geschwächt. $\varnothing_0$ bzw. $\varnothing$ bezeichnet dabei die Strahlungsintensität vor bzw. nach dem Durchgang durch den Kunststoffprüfkörper. Mit der Größe $\mathcal{S}$ wird der Strahlungsverlust durch Reflexion und Streuung an der Oberfläche erfaßt. Die Größe μ ist der materialspezifische Absorptionskoeffizient und d die Schichtdicke. Die von der Schichtdicke und vom Material abhängige Absorption und das Verhältnis $\varnothing_0 / \varnothing$ wird im folgenden mit $\tilde{\tau}$ und t bezeichnet, so daß Gl. (1) nunmehr lautet:

$$t = (1 - \mathcal{S}) \tilde{\tau} \quad (2)$$

Um $\tilde{\tau}$ in Abhängigkeit von der Schichtdicke d zu bestimmen, muß $\mathcal{S}$ experimentell ermittelt werden.

Dies erfolgt durch die Messung der Transmission bei 2 unterschiedlichen Schichtdicken. Im vorliegenden Fall wurden für die experimentelle Untersuchung d_1 2,2 mm und $d_2 = 5,2$ mm als Schichtdicken gewählt.

Unter der Voraussetzung der allgemeinen Gültigkeit der o. a. Gleichung (1), d.h. unter Annahme der exponentiellen Schwächung der UV-Strahlung im Probekörper gilt

$$d_2 \cdot \ln \tilde{t}_1 = d_1 \cdot \ln \tilde{t}_2 \quad (3)$$

Für die Meßwerte gilt folglich

$$t_1 = (1 - \rho) \tilde{t}_1 \quad (4)$$

$$t_2 = (1 - \rho) \frac{d_1}{d_2} \tilde{t}_1 \quad (5)$$

Daraus folgt

$$\rho = 1 - \frac{t_1}{\tilde{t}_1} \quad (6)$$

und

$$\frac{\frac{t_1}{d_1}}{\frac{t_2}{d_2}} = \frac{t_1}{t_2} \quad (7)$$

Logarithmiert ergibt dies:

$$\ln \tilde{Z}_1 \left(1 - \frac{d_2}{d_1}\right) = \ln t_1 - \ln t_2 \quad (8)$$

Bei Auflösung nach $\tilde{Z}_1$ erhält man:

$$\tilde{Z}_1 = \exp \frac{\ln t_1 - \ln t_2}{1 - \frac{d_2}{d_1}} \quad (9)$$

Das Ergebnis der experimentellen Bestimmung der Größe ist beispielhaft für Material C in Abb. 3 dargestellt. Die Versuchsdurchführung erfolgte nach dem in Kap. 3.3.1 beschriebenen Schema. Das Kriterium für die Auswahl der Schichtdicken von 2,2 mm bzw. 5,2 mm war, bei den Transmissionskurven möglichst voneinander abweichende Kurvenverläufe zu erhalten, um somit in die Rechnung ausreichend differente Werte einführen zu können.

Aus der Abb. 3 geht hervor, daß aus dem relativ schwachen Testspektrum Wellenlängen unter 375 nm nach Durchstrahlung einer 5,2 mm starken Kunststoffprobe absorbiert werden. Deshalb ist es für die weitere Berechnung notwendig, zunächst die Werte bei 400 nm abzugreifen und dann daraus wieder die Transmission bei 365 nm abzuleiten. Bei einem Wert von $\lambda = 400$ nm ergibt sich:

$$t_1 = 0,0783 \quad \text{bei } d_1 = 2,2 \text{ mm} \quad \text{und}$$

$$t_2 = 0,0039 \quad \text{bei } d_2 = 5,2 \text{ mm.}$$

Daraus folgt:

$$S = 0,294.$$

Aufgrund der Messungen ergeben sich folgende Transmissionswerte $\tilde{\tau}$ pro mm Schichtdicke ($\tilde{\tau} / 1 \text{ mm}$).

Composite	t (365 nm)	$\tilde{\tau} / 1 \text{ mm}$
A	0,0104	0,147
B	0,0124	0,159
C	0,0194	0,195
D	0,0037	0,092
E	0,0031	0,084

Auch diese Ergebnisse zeigen den in Kap. 3.3.1 erkennbaren Sachverhalt, daß sich die Composite-Gruppe (Material A, B, C) mit den hellen, transparenten Farben deutlich von den dunkel eingefärbten Chargen (Material D, E) absetzt. Bei den hellen Farben hat Composite C die höchste, Composite A die niedrigste spektrale Durchlässigkeit. Composite D und E besitzen den helleren Farben gegenüber eine um 50 - 60 % geringere Durchlässigkeit. Dieser numerische Zusammenhang ist noch einmal in Abb. 4 graphisch dargestellt in der die Transmission $\tilde{\tau}$ (in %) als Funktion der Schichtdicke beispielhaft für das Material mit der

besten Transmission (C) und der schlechtesten Transmission (E) bei einer Wellenlänge von $\lambda = 365 \text{ nm}$ aufgetragen ist.

Die Kurven der Proben aus Material C und E sind einander sehr ähnlich. Der steile Kurvenabfall, für beide Proben gleichermaßen, zeigt den dominierenden Einfluß der Schichtdicke auf das Transmissionsverhalten. Die Werte für die dunkle Farbe E sind deutlich niedriger und die Annäherung an die Nulllinie erfolgt bei diesem Präparat früher. Die Ausgangsintensität ist nach Durchstrahlung einer 1 mm starken Kunststoffschicht bei Material C um ca. 85 % und bei Material E um ca. 95 % geschwächt. Für die dunkle Probe E gilt, daß bei einer Schichtstärke von 3 mm (für die helle Probe C bei 4 mm) die gesamte einfallende Strahlung reflektiert und absorbiert worden ist.

4. Versuchsdurchführung

4.1 Prüfkörperherstellung

Zur Anfertigung der Prüfkörper wurden als "Gießform" Kunststoffringe aus weißem PVC-Material benutzt. Durch die helle Farbe des Prüfkörpermantels sollte eine Absorption der einfallenden UV-Strahlung durch die Um-mantelung verhindert werden.

Der lichte Innendurchmesser der Ringe betrug 6 mm und entsprach dem Durchmesser des Strahlenaustrittfensters des Lichtleiters. Somit wurde eine vollständige Be-strahlung des Prüfkörpers gewährleistet.

Die Höhe der Kunststoffringe wurde entsprechend den gewünschten Schichtdicken der zu untersuchenden Mate-rialien gewählt, d.h. die Kunststoffringe hatten Höhen von 2 mm, 3 mm, 3,5 mm und 4 mm.

Das Material wurde unmittelbar vor dem Versuch der Originalverpackung entnommen (Material A und C: Auf-bewahrung in schwarzen Kunststoffspritzen; Material B: Aufbewahrung in weißen Porzellantiegeln). Das Ein-füllen in die vorbereiteten Kunststoffringe erfolgte unter Vermeidung jeglicher Hohlraumbildung. Es wurde peinlichst darauf geachtet, daß die Prüfkörperringe vollständig gefüllt waren und das Material bündig mit der Oberkante des Ringes abschloß.

Ober- und Unterfläche des Prüfkörpers wurden mit Objektträgergläschen aus Quarzglas abgedeckt. Ziel dieser Maßnahmen war es zum einen, den Zutritt von Luftsauerstoff während der Polymerisation zu begrenzen und zum anderen, plane und glatte Oberflächen zu schaffen. Naturgemäß ist dieses Vorgehen in der zahnärztlichen Praxis nicht anwendbar; im Experiment sollten jedoch möglichst reproduzierbare Bedingungen geschaffen werden, weil glatte Oberflächen sowohl Voraussetzung für eine einwandfreie Härtemessung als auch für einen optimalen Strahleneintritt in den Prüfkörper sind.

4.2 Bestrahlung des Prüfkörpers

Um einen reproduzierbaren Versuchsablauf zu ermöglichen, mußte eine Apparatur erstellt werden, die drei Voraussetzungen zu erfüllen hatte:

1. eine exakte Begrenzung der Bestrahlungszeit
2. einen senkrechten Strahleneinfall auf die Prüfkörperoberfläche
3. einen gleichen Abstand zur Prüfkörperoberfläche.

Die Versuchsanordnung ist den Abb. 5 und 6 zu entnehmen.

Der Prüfkörper /1/ * ist auf einem Probenhalter plaziert, der auf einer Schiene /2/ befestigt ist.

* Anmerkung: Die Zahlenangaben beziehen sich auf Abb. 5 (s. Anhang)

Die Schiene kann durch einen Elektromagneten /3/ in der Horizontalen bewegt werden. Die Bestrahlung wird mit einem geraden Lichtleiterendstück /4/ 5/ ausgeführt. Dieses ist so ausgerichtet, daß es in direktem Kontakt mit dem Abdeckglas des Prüfkörpers steht und einen senkrechten Strahleneinfall gewährleistet.

Zu Versuchsbeginn wird der Probenhalter so justiert, daß die gesamte Oberfläche des Prüfkörpers von der Öffnung des Strahlenaustrittfensters bedeckt wird.

Bei Einschalten der UV-Strahlenquelle /6/ wird dazu zeitgleich ein Timer /7/ zugeschaltet. Nach Ablauf der vorprogrammierten Bestrahlungszeit wird durch den Timer der Elektromagnet betätigt, der den Probenhalter unmittelbar aus dem Bestrahlungsbereich entfernt und in eine lichtgeschützte, tunnelartige Abdeckung /8/ einbringt.

Aus der Literatur (12) ist bekannt, daß die Quecksilberdampflampen Alterungserscheinungen unterliegen, die zu einer Abnahme der Strahlungsleistung führen. Aus diesem Grunde wurden die Geräte (mit Ausnahme des Gerätes A) vor jeder Bestrahlungsserie mit Hilfe der in die Geräte eingebauten Meßvorrichtung überprüft.

4.3 Härtemessung

Die Oberflächenhärte der Prüfkörper wurde mit der Druck- und Biegeprüfmaschine Typ 581 B der Firma Karl Frank GmbH., Weinheim, ausgeführt. Die auspolymerisierten Proben wurden unter den Prüfstempel gelegt und gemäß DIN 53 456 einer Oberflächenhärteprüfung unterzogen, d.h. die Kugeleindringtiefe wurde gemessen.

Dazu wurde wie folgt vorgegangen:

Nach dem Aufbringen einer Vorkraft von 10 N, die der Fixierung des Probekörpers dient, wird die Kraft stoßfrei und gleichmäßig innerhalb von 2 sec auf die Prüfkraft 500 N erhöht. Die resultierende Eindringtiefe wird automatisch registriert. Die Oberflächenhärteprüfung wird auf der Oberseite und der Unterseite des Körpers je 3 Mal durchgeführt, dabei wird gemäß der DIN-Meßvorschrift beachtet, daß der Mittenabstand der halbkugelförmigen Eindrücke möglichst groß ist.

Der Eindringkörper des Prüfgerätes besteht aus einer gehärteten und polierten Stahlkugel von 5 mm Durchmesser mit einer Vickershärte von ca. 800 HV. Die Kraft wird über Kraftmeßdosens, die mit Dehnungsmeßstreifen ausgerüstet sind, gemessen. Die in die Kraftmeßdose eingebauten Korrektur- und Kompensationswiderstände sorgen in einem weiten Bereich für den Ausgleich von Temperatureinflüssen auf Schaltung und Meßelemente und führen somit zu einer guten Nullpunkt-Konstanz und einer gleichmäßigen Empfindlichkeit des Gerätes.

5. Versuchsergebnisse

Mit den in Kap. 4.1 beschriebenen Methoden wurden aus jedem Composite-Material Prüfkörper hergestellt. Die Prüfkörper wurden mit jedem Gerätetyp (A, B, C) bestrahlt. Dabei wurde die Bestrahlungszeit im Bereich von 4 - 20 sec schrittweise variiert. Als Bestrahlungszeiten wurden 4, 6, 8, 10, 15 und 20 sec gewählt.

Insgesamt wurden also je 3 Gerätetypen mit je 3 Composite-Typen in 9 Kreuzversuchen betrachtet. Jeder dieser Kreuzversuche umfaßte die Feststellung der Oberflächenhärte in Abhängigkeit von 6 verschiedenen Bestrahlungszeiten. Als Maß für die Oberflächenhärte wurde die Eindringtiefe (s. Kap. 4.3) ermittelt. Die Eindringtiefe wurde für jede Bestrahlungszeit in jeweils 3 Punkten an der Ober- und der Unterseite des Prüfkörpers gemessen. Die Ergebnisse der Messungen der Eindringtiefe an der Ober- und der Unterseite des Prüfkörpers wurden gemittelt.

Insgesamt umfaßt somit jeder der 9 durchgeführten Kreuzversuche 36 Einzelmessungen (6 Zeiten, 6 Messungen) der Oberflächenhärte. Es handelt sich somit um ca. 300 einzelne Messungen:

Als Ergebnis der Kreuzversuche ist die Eindringtiefe in Millimeter über der Bestrahlungszeit für jedes Gerät und jedes Composite aufgetragen. Jeder der Kreuzversuche wurde an Prüfkörpern mit 2 mm Schichtdicke durchgeführt.

Wichtig ist dabei der Hinweis, daß die Oberflächenhärte exakt 5 min nach Bestrahlungsende bestimmt wurde.

Zusätzlich zu den Kreuzversuchen (Versuch Nr. 1-9) wurden Versuche durchgeführt, bei denen die Schichtdicke der Prüfkörper, die Bestrahlungszeit (Versuch Nr. 10-11) und die Lagerungszeit (Versuch Nr. 12-14) variiert wurden.

5.1 Einfluß der Bestrahlungszeit (Versuch Nr. 1-9)

Der Zusammenhang zwischen Oberflächenhärte (reziprok zur Eindringtiefe) und Bestrahlungszeit wird in den Versuchen Nr. 1 bis 9 beschrieben.

Um diesen Zusammenhang bei den Kreuzversuchen näher betrachten zu können, wurde zum Zweck der besseren Auswertung zunächst ein exponentieller Zusammenhang und alternativ ein linearer Zusammenhang unterstellt. Der unterstellte exponentielle Zusammenhang zwischen Eindringtiefe und Bestrahlungszeit führt zu Approximationskurven mit definiertem Minimum und soll insbesondere dazu dienen, eine nachprüfbare Aussage über die minimale Bestrahlungszeit bei konstanten Randbedingungen zu erbringen.

Der unterstellte lineare Zusammenhang dagegen ermöglicht eine Aussage über den Einfluß der Bestrahlungszeit auf die Oberflächenhärte, da der Anstieg der Geraden eine Meßzahl für diesen Einfluß ist.

Aus den Abbildungen 7 - 15 geht hervor, daß bei einer Schichtstärke des Prüfkörpers von 2 mm und

einer Härtemessung nach 5 min die Oberflächenhärte ein Maximum bei einer Bestrahlungszeit von 15 sec erreicht.

Bei den Kurvendarstellungen 7 bis 15 muß in diesem Zusammenhang auf 2 Besonderheiten hingewiesen werden:

1. Mit dem Gerät A konnten keine Versuche mit Bestrahlungszeiten von 4 sec ausgeführt werden, da dieses Gerät bei Zeiten < 6 sec noch nicht seine volle Strahlungsleistung abgibt.
2. Betrachtet man die Abbildungen 7 bis 15, so erkennt man, daß die Eindringtiefe ein Minimum durchläuft; d.h. die Oberflächenhärte durchläuft ein Maximum. Dieser Zusammenhang ist in der Realität nicht vorhanden und beruht nur auf der mittels Computer ausgeführten exponentiellen Approximationsrechnung.

Aus diesem Grunde wird für die weiteren Betrachtungen der Versuche Nr. 1-9 auf die Abbildungen 16 bis 24 übergangen.

In den Abbildungen 16 - 24 ist unterstellt, daß zwischen Eindringtiefe und Bestrahlungszeit ein linearer Zusammenhang existiert. Mittels Computer wurden die Meßergebnisse einer linearen Approximationsrechnung unterworfen:

- Aus dem Abstand der Geraden ist die Differenz zwischen der an der Oberseite und der Unterseite gemessenen Eindringtiefe ersichtlich. Ist dieser Abstand groß, so ist die Unterseite des Prüfkörpers nur mäßig ausgehärtet.

- Aus der Neigung der Geraden ist der Einfluß der Zeit auf die Aushärtung ersichtlich.

Man erkennt bei der Auswertung der Versuche Nr. 1-9 folgende Zusammenhänge:

Alle untersuchten Kunststoffe zeigen mehr oder weniger stark ausgeprägt, die gleiche Kurvencharakteristik.

Aus dem hohen Ausgangsniveau der Härtewerte bei 4 sec (bzw. 6 sec, Gerät A) läßt sich ableiten, daß die Polymerisation unmittelbar nach Bestrahlungsbeginn einen rapiden Verlauf nimmt. Bereits 4 sec (bzw. 6 sec, Gerät A) nach Bestrahlungsbeginn werden 70 % der Oberflächenhärte erreicht, die nach einer Bestrahlungsdauer von 20 sec vorliegt. Danach nimmt die Oberflächenhärte nur noch mäßig zu.

Nach einem Bestrahlungsintervall von 20 sec liegen die Härten für die hier betrachteten Composite-Materialien in der gleichen Größenordnung.

Die Tendenz, daß mit zunehmender Bestrahlungszeit die Härte von Probenoberseite und Probenunterseite sich einander annähern, läßt sich aus der Mehrzahl der Kurven deutlich ablesen. Auch bei den etwas ungünstigeren Endwerten für die Bestrahlungszeit von 20 sec sind die Differenzen zwischen den Werten an der Oberseite bzw. Unterseite so minimal, daß man praktisch von einer vollständigen Aushärtung des Prüfkörpers sprechen kann.

Entgegen den Erwartungen besteht keine systematische Beziehung zwischen den Bestrahlungsgeräten und

der Oberflächenhärte bei den verschiedenen Materialien. Kein Bestrahlungsgerät führt regelmäßig zu den höchsten oder niedrigsten Werten. Die in Kap. 3.2.2 festgestellte unterschiedliche Strahlungsleistung der einzelnen Geräte und selbst die instabile Anfangsphase des Gerätes A haben keine erkennbaren Auswirkungen auf das Polymerisationsergebnis.

Die nach 20 sec Betrachtungszeit erreichbare Härte an der Oberseite der Proben (gemessen in mm Eindringtiefe) ist in der nachfolgenden Tabelle 3 aufgeführt:

Composite	Gerät	Eindringtiefe (in mm)						Ø-Differenz Oberseite Unterseite
		Oberseite			Unterseite			
		max	min	Ø	max	min	Ø	
A	A	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17	0
	B	0,19	0,17	0,176	0,19	0,18	0,183	0,007
	C	0,15	0,15	0,15	0,17	0,17	0,17	0,02
B	A	0,16	0,15	0,153	0,16	0,15	0,153	0
	B	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17	0,17	0
	C	0,17	0,17	0,17	0,19	0,18	0,183	0,013
C	A	0,14	0,14	0,14	0,16	0,14	0,153	0,013
	B	0,16	0,15	0,156	0,17	0,17	0,17	0,014
	C	0,16	0,16	0,16	0,17	0,17	0,17	0,01

Tab.3 : Eindringtiefe in mm, 20 sec Bestrahlungszeit, 2 mm Schichtdicke

Betrachtet man die in der Tabelle 3 angegebenen Durchschnittswerte der Eindringtiefen, so stellt man fest:

	Ober- seite	Unter- seite
Minimale Eindringtiefe (mm)	0,14	0,153
Maximale Eindringtiefe (mm)	0,17	0,183
Maximale Differenz Oberseite/Unterseite (mm)	0,02	

Tab. 4: Vergleich der Durchschnittswerte
der Eindringtiefe (in mm)

Die den Eindringtiefen entsprechende Materialhärte wird im folgenden nach DIN 53 456 errechnet:

$$\text{Kugeldruckhärte (nach Vickers)} = \frac{\text{Prüfkraft}}{\text{Oberfläche des Eindrucks}}$$

$$H = \frac{1}{d \cdot \pi} \cdot \frac{F}{h}$$

Hierbei bedeuten:

F = Prüfkraft 500 N

d = Kugeldurchmesser = 5 mm

h = Eindringtiefe in mm

Unter Berücksichtigung der Auswertungsvorschriften nach DIN 53 456 ergeben sich aus den in Tabelle 3 angegebenen Eindringtiefen folgende Härtewerte (nach Vickers):

Composite	Gerät	Durchschnittshärte H (N/mm ²)	
		Probenober- seite	Probenunter- seite
A	A	205	205
	B	196	186
	C	242	205
B	A	236	236
	B	205	205
	C	205	186
C	A	267	236
	B	230	205
	C	222	205

Tab. 5: Oberflächenhärte in N/mm² in Abhängigkeit vom Composite-Typ

Wie aus Tabelle 5 ersichtlich, liegt die minimal erreichte Oberflächenhärte bei $18,6 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$, die maximale Oberflächenhärte bei $26,7 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$.

In jedem Fall wurden in den Versuchen Oberflächenhärten erreicht, die deutlich über dem von REINHARD und VAHL (54) willkürlich festgesetzten unteren Grenzwert von $3 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ liegen.

Man muß jedoch beachten, daß diese Oberflächen-Härte-werte unter folgenden optimalen Versuchsbedingungen erreicht wurden:

- Schichtdicke des Probenkörpers: exakt 2 mm
- Senkrechter Einfall der UV-Strahlen
- Minimaler Abstand zwischen Probe und Austritts-fenster des Lichtleiters
- Keine Störung des Strahlenganges durch Dentin oder Zahnschmelz, wie das bei Unterschnitten der Fall ist
- Minimale Inhibition der Polymerisation durch Luft-sauerstoff, da die Probenkörper mit Quarzglas abgedeckt werden können.

In der zahnärztlichen Praxis sind deshalb die Ergebnisse der Versuche Nr. 1 - 9, die in Tabelle 8 des Anhan-ges detailliert aufgeführt sind, mit Sicherheit nicht erreichbar.

Generell liegen die Werte für die Oberflächenhärte re-lativ dicht beieinander. Um diese Aussage zu belegen, sollen die in Tabelle 8 des Anhangs dargestellten Einzelergebnisse im Hinblick auf ihre Reproduzierbar-keit untersucht werden.

Die Gesamtzahl der Messungen für Versuche Nr. 1 - 9 beträgt 102, d.h. je 51 für Oberseite und je 51 für Unterseite. Jede dieser 102 Messungen beruht auf 3 Einzelversuchen, d.h. insgesamt wurden für die o.a. Aussagen 306 Einzelmessungen durchgeführt.

Die durchschnittliche Streuung s der 3 Einzelwerte ergibt sich aus der Beziehung für die gewogene Varianz:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^{102} (n_i - 1) s_i^2}{n}$$

mit $n_i = 3$ für $i = 1$ bis 102 und $n = 306$. s_i ist die Standardabweichung für jede der 102 Messungen. Die obere Grenze für s_i läßt sich aus der Spannweite R_i ermitteln, wobei gilt

$$s_i \leq \frac{R_i}{2} \sqrt{\frac{n_i}{n_i - 1}}$$

Für die Versuche 1 - 9 liegt folgende Verteilung der Spannweiten R_i vor:

R_i (mm)	Anzahl	Anteil
0,01	41	40 %
0,01	44	43 %
0,02	14	14 %
0,03	2	2 %
0,06	1	1 %
	102	100 %

Setzt man für $R_i < 0,01$ den Wert 0,009, so ergibt sich eine maximale Streuung der Einzelwerte von

$$s \leq 0,007 \text{ mm.}$$

Die einfache Streuung der Mittelwerte aus 3 Messungen beträgt dann

$$0,007/\sqrt{3} = 0,004 \text{ mm.}$$

Unter der Voraussetzung, daß die Einzelwerte angenähert normal verteilt sind, bedeutet dies, daß z.B. eine Differenz der Mittelwerte von 0,01 mm auf einem Niveau von mindestens 98,8 % gesichert ist (Irrtumswahrscheinlichkeit 1,2 %). Bei Verwendung eines Signifikanzniveaus von 5 % liegt die kritische Differenz der Mittelwerte bei höchstens 0,008 mm. Die Differenzen der Mittelwerte in Tabelle 3 sind somit bis auf den Wert 0,007 statistisch gesichert (61).

Damit ist die statistische Sicherheit der Aussagen über den Einfluß der Aushärtungszeit und des Composite-Typs, die an Probekörpern mit 2 mm Schichtstärke in den Versuchen Nr. 1 - 9 durchgeführt wurden, gegeben.

5.2 Einfluß der Schichtdicke der Prüfkörper (Versuch Nr. 10 und 11)

In Ergänzung zu den an Prüfkörpern mit 2 mm Schichtdicke durchgeführten Messungen wurden aus dem Composite-Material auch Proben von 3 mm, 3,5 mm und 4 mm Schichtstärke hergestellt. Diese Proben wurden alternativ einer UV-Bestrahlung von 20 bzw. 40 sec ausgesetzt.

Wie in der bereits vorher dargestellten Versuchsreihe wurde auch hier, 5 sec nach der Bestrahlung, an jedem Prüfkörper die Eindringtiefe an Ober- und Unterseite in jeweils 3 Meßpunkten festgestellt. Die Höhe der in Abb. 25 und Abb. 26 dargestellten Kolumnen ist ein Maß für den arithmetischen Mittelwert der Härte, die eingezeichneten Schwankungsbreiten markieren den Minimal- und Maximalwert.

Da durch die Ergebnisse der Versuche Nr. 1 - 9 festgestellt wurde, daß keines der verwendeten Bestrahlungsgeräte einen signifikant besseren Wirkungsgrad besitzt, wurde wegen der leichteren Handhabung des Gerätes C, dieses als Referenzgerät für die weitere Untersuchungen benutzt. Ferner ist darauf hinzuweisen, daß eine Betrachtung bei Schichtdicken bis zu 4 mm noch als praxisnah angesehen werden kann. Denn bei der Versorgung größerer Läsionen an kräftig ausgebildeten Zähnen sowie bei Stumpfaufbauten werden nicht selten Stärken von 3 - 4 mm erreicht. Eine objektive Wertung der Dimensionierung der auszuhärtenden Kunststoffschichten ist aber durch den Behandler kaum möglich. Deshalb scheint die Frage nach dem Aushärtungsgrad in Schichten, die jenseits der von den Herstellern angegebenen maximalen Schichtdicke von 2 mm liegen, angebracht.

Vergleicht man die Ergebnisse der Versuche Nr. 1 - 9 (Bestrahlungszeit 20 sec) mit den Ergebnissen des Versuches Nr. 10 (ebenfalls 20 sec Bestrahlungszeit) so erkennt man eindeutig den Einfluß der Schichtdicke auf die Eindringtiefe, s. Abb. 25 (Zahlenwerte s. Tabelle 9, Anhang).

Aus Abb. 25 geht hervor, daß 4 mm starke Proben unter den gewählten Versuchsbedingungen keine Härtemessung mehr erlauben. Während die der Strahlenquelle zugewandte Seite vollständig ausgehärtet ist, findet sich bei allen drei Fabrikaten an der Unterseite der Prüfkörper eine ca. 1,5 mm breite und 1,5 mm tiefe, ringförmige, nicht auspolymerisierte Randzone. Das Zentrum ist in einem Durchmesser von 3 mm hart. Eine Härteprüfung ist deshalb nicht mög-

lich, da wegen der ungenügend ausgehärteten Randpartien keine ausreichende Haftung an den Wänden des Prüfkörpers besteht und weil aus diesem Grunde der Kunststoffkörper bei der Messung durchrutscht.

Demgegenüber härten die 3 mm und 3,5 mm Proben eindeutig aus. Die an der Oberseite der Präparate registrierten Eindringtiefen entsprechen in etwa denen der 2 mm starken Proben.

Aussagekräftiger ist dagegen die Relation zwischen den Werten an der Ober- bzw. Unterseite der Proben. Wie das Ausmaß der unschraffierten Flächen der Kolumnen in Abb. 25 zeigt, sind die Differenzen ausgeprägt, d.h. die Unterseiten sind deutlich geringer ausgehärtet.

Da, wie schon an anderer Stelle beschrieben, ein Zusammenhang zwischen Härte und Vernetzungsgrad eines Kunststoffes besteht, kann gefolgert werden, daß in tieferen Schichten (> 2 mm) bei den hier untersuchten UV-sensiblen Materialien die Auspolymerisation qualitativ schlechter ist. Oder anders ausgedrückt: diese Kunststoffproben sind ungenügend durchgehärtet. Als Maß für den Grad der Durchhärtung kann die Differenz zwischen der Härte an der Oberseite bzw. der Unterseite der Probe genommen werden.

Die mit steigender Schichtdicke abnehmende Durchhärtung der Proben ist aus dem Vergleich der Ergebnisse der Härtemessungen an den Prüfkörpern mit 3 mm und 3,5 mm Schichtdicke ablesbar (Abb. 25).

Und zwar erkennt man deutlich, daß bereits eine Zunahme der Schichtdicke um nur 0,5 mm die Differenz zwischen den Härtewerten an der Ober- bzw. Unterseite mehr als verdoppelt.

Dieser Sachverhalt ist noch einmal zahlenmässig in Tabelle 6 erfaßt. Zu Vergleichszwecken wurden die durchschnittlichen Differenzen der Eindringtiefen, die an 2 mm Proben gemessen wurden (Versuche Nr. 1 - 9, Gerät C, Bestrahlungszeit 20 sec) in die Tabelle einbezogen. Bei der Betrachtung der Werte wird deutlich, daß der im Bereich 3 mm bis 3,5 mm beobachtete Verlauf der Härteabnahme in gleichem Umfang bei Dicken zwischen 2 mm und 3 mm besteht.

Composite	Probendicke		
	3 mm	3,5 mm	2 mm
A	0,033	0,057	0,02
B	0,03	0,04	0,013
C	0,026	0,05	0,01

Tab. 6: Differenz der durchschnittlichen Eindringtiefe an Probenoberseite und Probenunterseite in mm
(Bestrahlungszeit 20 sec)

Um analog zu den Versuchen Nr. 1 - 9 den Einfluß der Bestrahlungszeit auf die Aushärtung der Composite-Materialien zu untersuchen, wurde der Versuch Nr. 10 mit einer verdoppelten Bestrahlungs-

zeit wiederholt, d.h. in Versuch 11 wurden die Composite-Materialien A, B und C mit Schichtdicken 3 mm, 3,5 mm und 4 mm jeweils 40 sec der UV-Strahlung ausgesetzt, Versuch Nr. 11 (Zahlenwerte s. Tabelle 10, Anhang).

Aus der Abb. 26 geht hervor, daß bei einer Bestrahlungszeit von 40 sec auch die 4 mm dicken Proben der Materialien B und C sowohl an der Oberseite als auch an der Unterseite aushärten. Demgegenüber ist Material A, ähnlich wie in Versuch Nr. 10, an der Unterseite nicht vollständig auspolymerisiert; zwar in viel geringerem Maße als bei 20 sec Bestrahlungszeit (die Haftung der Kunststoffprobe im Prüfring hält einer Härteprüfung an der Oberseite stand), aber doch so, daß im Randbereich stellenweise pastöse Inseln vorhanden bleiben.

Betrachtet man Abb. 26 im Vergleich zu Abb. 25, so ist ersichtlich, daß trotz einer doppelt so langen Expositionszeit (40 sec) die Unterschiede zwischen den Oberseiten- und Unterseiten-Eindringtiefen im wesentlichen unverändert groß sind. Hieraus läßt sich ableiten, daß eine Verdoppelung der Schichtdicke nicht durch eine Verdopplung der Bestrahlungszeit kompensiert werden kann.

Bezüglich der Durchhärtung zeigen die drei Composites folgende Ergebnisse, wobei wiederum die Differenz zwischen der Eindringtiefe Probenoberseite und Probenunterseite genommen wird:

Compo- site	Probendicke		
	3 mm	3,5 mm	4 mm
A	0,03	0,053	-
B	0,043	0,06	0,09
C	0,04	0,04	0,083

Tab. 7: Differenz der durchschnittlichen
Eindringtiefe an Probenoberseite
und Probenunterseite in mm
Bestrahlungszeit 40 sec)

Ein kritischer Vergleich der in den Tabellen 6 und 7 dargestellten Ergebnisse zeigt, daß der Einfluß der Bestrahlungszeit nur qualitativ bewertet werden kann:
denn bei einer Bestrahlungszeit von 40 sec müßte bei den Prüfkörpern mit 3,5 mm Stärke eigentlich eine bessere Durchhärtung gegeben sein als im Parallelversuch mit 20 sec Bestrahlungszeit. Dies ist jedoch nicht der Fall. Ebenfalls unter dem qualitativen Aspekt ist auch das ungünstigere Abschneiden des Materials A bei den 4 mm starken Prüfkörpern in Versuch Nr. 11 zu interpretieren. Die Tatsache, daß dieses Material an der Unterseite nicht vollständig auspolymerisiert ist, darf nicht überbewertet werden, da die Präparate B und C auch erhebliche Differenzen in ihren Oberflächenhärten aufweisen, was dafür spricht, daß

auch diese Kunststoffe in der Tiefe unzureichend auspolymerisiert sind. Für die klinische Anwendung scheint deshalb der unmittelbare Vergleich der Produkte untereinander nicht so wichtig wie die Aussage über das prinzipiell schlechtere Polymerisationsverhalten in größeren Schichttiefen (3 - 4 mm).

5.3 Einfluß der Nachhärtung (Versuche Nr. 12 - 14)

Aus der Literatur (21,32,52) ist bekannt, daß der Aushärtungsvorgang der UV-sensiblen Materialien mit Ende der Bestrahlung nicht abgeschlossen ist. Um diese Aussage zu quantifizieren, wurden Versuche durchgeführt bei denen die Prüfkörper dem Einfluß der Lagerungszeit unterworfen wurden.

Bestrahlungsmodus, Dimensionierung und Härtemessung der Prüfkörper sowie die graphische Auswertung der Meßergebnisse wurden gemäß den Bedingungen, die in Kap. 5.3 erläutert sind, vorgenommen.

Hiervon abweichend wurde die Härtemessung jedoch nicht, wie in den Versuchen Nr. 10 und 11 nach 5 min, sondern nach 1 Stunde durchgeführt.

Zur Simulation mundähnlicher Versuchsbedingungen wurden die Proben in wassergefüllten Petrischalen im Wärmeschrank bei 37 °C aufbewahrt. Die Lagerung erfolgte unter Lichtabschluß, wobei die wasserbedingten Einflüsse auf die Probenkörper bewußt in Kauf genommen wurden.

Die Eindringtiefen bei einer Bestrahlungszeit von 20 sec, nach 1 Stunde gemessen, sind in Abb. 27 wiedergegeben. Zunächst fällt auf, daß die Prüfkörper mit einer Schichtdicke von 4 mm beidseitig ausgehärtet sind. Das bedeutet, daß bis zum Zeitpunkt der Härteprüfung (1 Stunde nach Bestrahlungsende) eine Nachpolymerisation stattgefunden hat, wodurch im Vergleich zu Versuch Nr. 10 auch die anfänglich weiche Unterseite (Versuch Nr. 10, Härte nach 5 min) ausgehärtet ist. Desweiteren fällt auf, daß unter den Bedingungen des Versuches Nr. 12 (20 sec Bestrahlungszeit, Härteprüfung nach 1 Stunde) die 4 mm-Pröben bessere Durchhärtungsergebnisse aufweisen als die gleich starken Proben des Versuches Nr. 11 (40 sec Bestrahlungszeit, Härteprüfung nach 5 min).

Neben der allgemeinen Abnahme der Eindringtiefen um ca. 10 - 15 % (gegenüber den Messungen in Abb. 25), ist aufgrund des Nachhärtungsprozesses eine weitere Annäherung der an der Ober- und Unterseite der Prüfkörper gemessenen Eindringtiefen festzustellen. Besonders deutlich wird dies, wenn man in den Abb. 25 und 27 die an den Prüfkörpern mit 3 mm Schichtdicke gemessenen Eindringtiefen vergleicht. Man erkennt, daß nach 1 Stunde Lagerungszeit ein Ausgleich zwischen den Werten an der Ober- bzw. Unterseite eingetreten ist. Die Kunststoffproben sind praktisch vollständig durchgehärtet. Dies gilt aber nur für 3 mm starke Prüfkörper. Die Proben (Abb. 27) mit 3,5 mm und 4 mm Schichtdicke weisen zwar geringere Differenzen der

Eindringtiefen an Ober- und Unterseite auf als bei der Härteprüfung nach 5 min (Abb. 25), doch bleiben trotzdem noch beachtliche Härteunterschiede bestehen, die sich deutlich von den Werten der 3 mm-Proben abheben. Daraus folgt, daß auch nach 1-stündiger Lagerung bei den Proben > 3 mm Schichtdicke keine vollständige Durchhärtung eingetreten ist (Zahlenwerte s. Tab. 11, Anhang).

Steigert man die Expositionszeit von 20 sec auf 40 sec und mißt ebenfalls nach 1 Stunde die Eindringtiefe (Versuch Nr. 13), so erhält man die in Abb. 28 dargestellten Ergebnisse (Zahlenwerte s. Tab. 12, Anhang).

Gegenüber der Versuchsreihe mit einer Bestrahlungszeit von 20 sec (Abb. 27) ergeben sich nochmals geringfügig verbesserte Oberflächenhärten. Die Differenz der Eindringtiefen an der Oberseite und der Unterseite der Prüfkörper nimmt weiter ab. Die 3 mm starken Proben zeigen in Versuch Nr. 12 und Versuch Nr. 13 die gleichen, guten Durchhärtungsergebnisse.

Die dickeren Proben (> 3 mm) erfahren zwar insgesamt eine bessere Durchhärtung, aber nicht in dem Umfang, wie es eine Verdopplung der Bestrahlungszeit erwarten ließe. Prüfkörper mit Schichtdicken > 3 mm sind trotz einer Bestrahlungszeit von 40 sec auch nach 1 Stunde nicht vollständig durchgehärtet (Abb. 28).

Allgemein ist das Phänomen der Nachhärtung dadurch zu erklären, daß die mit der UV-Strahlung zugeführte Aktivierungsenergie zu einer Anregung der Moleküle führt. Offensichtlich sind solche angeregten Moleküle in der Lage, auch nach Abschalten der Strahlenquelle weiter zu reagieren. Diesen Vorgang bezeichnet man

als "Nachpolymerisation"; sie steigert den Vernetzungsgrad und somit die Härte des Kunststoffes. Nach der Polymerisation tritt eine Ordnung und Ausrichtung der Moleküle ein. Dieser Effekt ist mit einer Zunahme der Härte verbunden (67).

Produktbezogen ergeben sich aus den vorangegangenen Versuchen keine so ausgeprägten Unterschiede, die die Heraushebung eines Fabrikates erlauben.

Die Nachhärtungsuntersuchungen der Versuche Nr. 12 und Nr. 13 sollen in erster Linie abklären, inwieweit durch die Lagerungszeit die Polymerisationsqualität in tieferen Schichten stärker dimensionierter Prüfkörper beeinflußt wird. Hierbei steht die Betrachtung der Relation der Härteunterschiede zwischen der Prüfkörperober- und der Prüfkörperunterseite im Vordergrund.

In Versuch Nr. 14 wird demgegenüber eine Anordnung gewählt, bei der zu Beginn der Untersuchung ein bereits vollständig durchgehärteter Prüfkörper vorliegt, so daß auf die Problematik der Durchpolymerisation nicht weiter eingegangen werden muß. Statt dessen gilt in Versuch Nr. 14 das Hauptinteresse der Zunahme der Härte in Abhängigkeit von der Lagerungszeit (Zahlenwerte s. Tabelle 13, Anhang).

Wie aus den Meßergebnissen der Versuche Nr. 1 - 9 hervorgeht, zeigen alle hier untersuchten Materialien bei Probenstärken von 2 mm unter einer Be-

strahlung von 20 sec gleichmäßig ausgehärtete Ober- und Unterseiten.

Aus diesem Grunde werden aus den drei Composite-Materialien Prüfkörper von 2 mm Schichtdicke hergestellt. Die Bestrahlung erfolgt mit dem Referenzgerät (Gerät C) über eine Zeit von 20 sec. Nach der Bestrahlung werden die Prüfkörper in H_2O von $37^{\circ}C$ unter Lichtabschluß gelagert.

Nach 5 min, 1 Stunde und 24 Stunden wird an der Oberseite und der Unterseite der Prüfkörper die Oberflächenhärte bestimmt. Parameter für die Oberflächenhärte ist wie bei allen vorangegangenen Versuchen die Eindringtiefe. Die Meßresultate für die zeitabhängigen Eindringtiefen sind in Abb. 29 zusammengestellt. Die Abbildung läßt erkennen, daß die Oberflächenhärte mit zunehmender Lagerungszeit deutlich größer wird. Aus dem Säulendiagramm für die Härtemessung nach 5 min läßt sich erwartungsgemäß ablesen, daß alle drei Fabrikate gleich gut durchgehärtet sind. Die Durchhärtung kann praktisch als vollständig bezeichnet werden, obwohl über den ganzen Versuchsablauf eine geringe Differenz in den Härten von Oberseite und Unterseite vorhanden ist. Doch ist dieser Unterschied, bezogen auf die Oberflächenhärte, insgesamt so gering, daß er vernachlässigbar ist.

Die Anfangshärte, nach 5 min gemessen, zeigt eine produktbezogene Abstufung. Präparat C schneidet am besten, Präparat A am schlechtesten ab. Die Ergebnisse beider Präparate differieren um ca. 10 %.

Für die Härte nach 1 Stunde bleiben die Abstände zwischen den einzelnen Fabrikaten in gleichem Maße erhalten. Die Oberflächenhärte erhöht sich aber insgesamt, bezogen auf die Anfangshärte nach 5 min, für alle 3 Präparate um ca. 10 %.

Nach 24 Stunden weisen die Präparate im Durchschnitt eine um 25 % höhere Oberflächenhärte auf als 5 min nach Bestrahlungsende.

Hierbei ist zu beachten, daß die anfangs (nach 5 min) gemessene Oberflächenhärte der einzelnen Prüfkörper, die produktbezogene Unterschiede zeigt, nach 24 Stunden einem für alle 3 Produkte näherungsweise gleichem Wert zustrebt. Dabei ist der Nachhärtungseffekt bei den Prüfkörpern, die anfangs eine noch relativ geringe Oberflächenhärte besitzen, am stärksten ausgeprägt.

6. Diskussion

Im Gegensatz zu den chemisch aktivierten Composites, bei denen nach Mischen von Aktivator und Co-Aktivator, die Aushärtung an jeder Stelle des Materials gleichzeitig abläuft, schreitet die Reaktion bei der Photopolymerisation in Richtung des Strahlenganges, von der Oberfläche der Füllung in die Tiefe fort. Auf ihrem Weg in die tieferen Füllungsschichten erfährt die UV-Strahlung infolge der strahlungsphysikalischen Einflüsse (Reflexion, Absorption) eine Abschwächung. Es besteht also die Gefahr, daß die der Strahlenquelle abgewandte Seite der Füllung nicht vollständig auspolymerisiert. Aus diesem Grunde wird bei den Untersuchungen das Hauptaugenmerk auf diesen Sachverhalt gelegt. Es gilt also nicht so sehr, eine Aussage über die absoluten Oberflächenhärten zu erhalten als vielmehr das Härteprofil der Prüfkörper unter den verschiedenen Versuchsbedingungen zu erfassen.

Im Hinblick auf das strahlungsphysikalische Verhalten werden die vorliegenden UV-sensiblen Materialien in einem spektralphotometrischen Versuch untersucht. Hierbei zeigt sich bei allen Proben im Schichtdickenbereich von 2 mm ein überaus großer Intensitätsverlust für UV-Strahlung der Wellenlänge 365 nm. Die stark pigmentierten Kunststoffe heben sich durch ein deutlich schlechteres Transmissionsverhalten von den helleren Farben ab.

Die Versuchsergebnisse zur Bewertung der Aushärtung sind unter 3 Aspekten zu betrachten:

- Einfluß der Bestrahlungszeit
- Zusammenhang von Schichtdicke des Probenkörpers und Bestrahlungszeit
- Einfluß der Lagerungszeit auf das Aushärtungsergebnis.

Es zeigt sich, daß die Polymerisation nach Bestrahlungsbeginn sehr rasch einsetzt, so daß nach wenigen Sekunden bereits meßbare Härtewerte an Probenoberseite und Probenunterseite vorliegen. Dieses Ergebnis ist unabhängig von der Art des verwendeten Composite-Materials und auch unabhängig von dem Fabrikat des Bestrahlungsgerätes.

Bei einer Schichtstärke der Füllung von rund 2 mm darf eine Bestrahlungszeit von 15 sec nicht unterschritten werden, um zu gewährleisten, daß auch die der UV-Strahlung abgewendete Seite des Materials noch hinreichend auspolymerisieren kann. Aus den Versuchen ist erkennbar, daß sich die an Ober- und Unterseite gemessenen Härtewerte bereits während der Bestrahlungszeit weitgehend annähern.

Wird bei ansonsten gleichen Versuchsbedingungen die Dicke der Proben von 2 mm auf 3 mm bzw. 3,5 mm oder auch 4 mm angehoben, so ist deutlich erkennbar, daß die dickeren Schichtstärken bei Bestrahlungszeiten von 20 sec nicht mehr aushärten. (Bei diesen

Versuchen wird die Oberflächenhärte stets 5 min nach Bestrahlungsende gemessen.) Auch eine Verdopplung der Bestrahlungszeit von 20 sec auf 40 sec führt zu keiner entsprechenden Härtezunahme.

Den weitaus größten Einfluß auf die Aushärtung hat somit die Schichtdicke. Im Vergleich dazu tritt der Einfluß des verwendeten Composite-Materials oder des zur Bestrahlung verwendeten Gerätes stark zurück. Ein systematischer Zusammenhang zwischen Gerätetyp und Composite-Fabrikat ist nicht erkennbar.

Die Versuche zeigen, daß die Oberflächenhärte der Proben auch nach Abschluß der Bestrahlung zunimmt. Dies ist darauf zurückzuführen, daß der Vernetzungsgrad nach der UV-Aktivierung zunimmt. Eine Nachhärtung ist jedoch nur dann feststellbar, wenn ein entsprechend guter primärer Polymerisationsgrad vorliegt. Bei einer Lagerung von 24 Stunden erhöht sich die Oberflächenhärte um 20 bis 25 %.

Bei den an Probenkörpern mit 2 mm Schichtdicke durchgeführten Versuchen wurden in jedem Falle Oberflächenhärten erreicht, die über dem von REINHARDT und VAHL willkürlich festgesetzten unteren Grenzwert von $3 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$ liegen. Die in den Experimenten dieser Arbeit erzielten Oberflächenhärten liegen zwischen $19 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$ und $27 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$.

Zu berücksichtigen ist hierbei, daß Ergebnisse unter optimalen Laborbedingungen erzielt wurden und daß nachfolgende Faktoren die erreichbaren Ergebnisse in jedem Fall beeinträchtigen werden:

- Inhibition der Polymerisation durch Luftsauerstoff an der Oberfläche der Füllung
- Verschmutzung des Lichtleiter-Austrittsfensters
- Nicht senkrechtes Auftreffen der UV-Strahlung auf die Füllungsoberfläche
- Verwendung von stärker pigmentierten Composite-Materialien
- Alterung der Primärstrahlenquelle.

Die Gefahr bei der klinischen Anwendung der UV-polymerisierenden Kunststoffe besteht darin, daß dem Behandler durch eine harte Füllungsoberfläche eine Durchhärtung der gesamten Füllung vorge-
täuscht wird, daß aber bei zu stark dimensionierten Füllungen, bei Füllungspartien im Bereich von Unterschnitten, tiefer gelegene Anteile nicht oder unzureichend auspolymerisiert sind.

Aufgrund der Versuchsergebnisse der Arbeit ist für die zahnärztliche Praxis festzuhalten, daß bei einer Schichtdicke von 2 mm und einer Bestrahlungszeit von 20 sec in jedem Fall eine vollständige Aushärtung der Composite-Materialien gegeben ist und somit die Herstellerangaben bestätigt werden. Diese Aussage gilt für alle 3 untersuchten Präparate.

Wenn, z.B. durch geringfügige Überschreitung der maximalen Schichtdicke, unmittelbar nach Abschluß der UV-Bestrahlung eine noch nicht vollständige Durchhärtung des Composite-Materials vorliegen sollte, so ist dennoch infolge des Nachhärtungsprozesses eine vollständige Aushärtung möglich, da sich die Polymerisation des Composite-Materials auch nach Ende der eigentlichen UV-Bestrahlung fortsetzt. Aufgrund dieses Sachverhaltes ist eine zusätzliche "Sicherheit" bei der Verwendung der Composite-Materialien gegeben. Für die zahnärztliche Praxis muß jedoch gleichzeitig deutlich darauf hingewiesen werden, daß dieser zusätzliche Sicherheitseffekt nur dann erwartet werden kann, wenn die Ausgangsschichtdicke des Probenkörpers hinreichend gering gewählt wurde.

7. Zusammenfassung

Es werden drei UV-sensible Kunststoffe von verschiedenen Herstellern bezüglich des Einflusses der Bestrahlungszeit auf die Oberflächenhärte und bezüglich des Einflusses der Lagerungszeit auf die Nachhärtung untersucht.

Dazu werden Probenkörper mit 6 mm Durchmesser in einer Schichtdicke von 2 mm hergestellt und jeweils 4 sec, 6 sec, 8 sec, 10 sec, 15 sec und 20 sec mit UV-Strahlung unterschiedlicher Intensität (3 Gerätetypen) bestrahlt. Die Oberflächenhärte an der Oberseite und der Unterseite der Proben wird nach 5 min bestimmt.

Zu Vergleichszwecken werden außerdem Probenkörper aus den drei Kunststoffen mit Schichtdicken von 3 mm, 3,5 mm und 4 mm jeweils 20 und 40 sec der UV-Strahlung ausgesetzt. Die Oberflächenhärte dieser Probenkörper wird nach 5 min, 1 Stunde und nach 24 Stunden untersucht, um Nachhärtungserscheinungen zu erfassen.

Folgende Ergebnisse sind festzuhalten:

- Alle untersuchten Kunststoffe zeigen, mehr oder weniger stark ausgeprägt, die gleiche Aushärtungscharakteristik.
- 4 - 6 sec nach Bestrahlungsbeginn werden 70 % der Oberflächenhärte erreicht, die nach einer

Bestrahlungsdauer von 20 sec vorliegt. Danach nimmt die Oberflächenhärte nur noch mäßig zu.

- Mit zunehmender Bestrahlungszeit nähern sich die Härtewerte von Probenoberseite und Probenunterseite aneinander an. Die besten Ergebnisse bezüglich Oberflächenhärte und Durchhärtung werden (bei Probenkörpern mit 2 mm Schichtdicke) bei den Composite-Materialien erreicht, die in Vorversuchen optimale optische Transmissionseigenschaften gezeigt haben (helle, transparente Farben).
- Ein quantitativer Einfluß der Strahlungsintensität der verschiedenen geprüften Geräte auf die Durchhärtung der Composite-Materialien, ist bei den im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Versuche nicht erkennbar. Einen weitaus größeren Einfluß auf die Aushärtung hat die Schichtdicke. Im Vergleich dazu tritt der Einfluß des verwendeten Composite-Materials oder des zur Bestrahlung verwendeten Gerätes stark zurück. Ein systematischer Zusammenhang zwischen Gerätetyp und Composite-Fabrikat ist nicht erkennbar.
- Probenkörper mit Schichtdicken von 2 mm härten unter allen Versuchsbedingungen aus, bei größeren Schichtdicken ist dies nicht oder nur zum Teil der Fall: d.h. tieferliegende Defekte erfordern einen schichtenweisen Aufbau der Füllung.
- Nur bei Bestrahlungszeiten von > 15 sec ist (bei Schichtdicke von 2 mm) eine vollständige Durchhärtung unter allen Versuchsbedingungen gegeben.

- Die Aushärtung und Durchhärtung der Probenkörper setzt sich auch nach Ende der eigentlichen UV-Bestrahlung fort. Eine Nachhärtung ist jedoch nur dann in ausreichendem Maße feststellbar, wenn ein entsprechend guter, primärer Polymerisationsgrad vorliegt. Bei einer Lagerung von 24 Stunden erhöht sich die Oberflächenhärte um 20 - 25 %.

8. Literatur

- 1 Beech, D.R. The role of the filler-
 Brown, D.: matrix interface in com-
 posite restorative ma-
 terials based on poly-
 methylmethacrylate
 Brit.dent. J. 1972 133:
 297 - 300

- 2 Birdsell, D.C. Harmful effects of near
 Bannon, P.J. ultraviolet radiation used
 Webb, R.B.: for polymerization of a
 sealant and a composite
 resin
 J. Amer. dent. Ass. 94:
 311 (1977)

- 3 Blum, H.F.: Photodynamic Action and Disea-
 ses Caused by Light
 Reinhold Publishing Corp.
 New York 1941 pt. III
 pp. 127 - 154

- 4 Blum, H.F.: Hyperplasia induced by ultra-
 violet light: possible rela-
 tionship to cancers induction,
 in: The biologic Effects of
 ultraviolet
 Radiation with Emphasis of
 skin
 Pergamon Press New York 1966
 pp. 635 - 650

- 5 Bockstahler, L.E.: A review of photodynamic
 therapie for Herpes simplex:
 benefits and potential risks
 Division of Biological Effects
 FDA 75. - 8013 Rockville
 Md. Bureau of Radiological
 Health Nov. 1974

- 6 Bowen, R.L.: Dental filling material com-
 prising vinyl silane treated
 fused silica and binder con-
 sisting of the reaction product
 of bisphenol and glycidyl
 acrylate
 U.S. Patent 3.006.112 1962

- 7 Bowen, R.L.: Diminishing discoloration in
 methacrylate accelerator systems
 Jada 75 : 918 - 923 (1967)

- 8 Buonocore, M.G.: A simple method of increasing
 the adhesion of acrylic filling
 materials of enamel surfaces
 J. Dent. Res. 34: 849 - 853 (1955)

- 9 Buonocore, M.G.: Adhesive sealing of pits and
 fissures for caries prevention
 with the use of ultraviolet
 light
 J. Amer. Dent. Ass. 80: 324 (1970)

- 10 Buonocore, M.G. Restoration of fractured anterior teeth, with UV-light-polymerized bonding materials: a new technique.
J. Amer. Dent. Ass. 86:
1 349 - 1 354 (1973)
- 11 Burkhard, W.: Photoallergy and Phototoxicity due to drags
in: The biologic Effects of ultraviolet Radiation with Emphasis of skin
Pergamon Press New York 1966, pp. 527 - 532
- 12 Castagnola, L.: Pulpaschutz, Kavitätänauskleidung und Spaltverkleinerung an den Kavitätärenändern
DZK 1972 S. 58 - 64
- 13 Deering, R.A.: Induction of pyrimidine dimers in bacterial DNA by 365 nm radiation
J Bact. 76: 123 1958
- 14 DIN 5031: Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik.
Blatt 7
Größen, Bezeichnungen und Einheiten; Benennungen der Wellenlängenbereiche
Beuth, Berlin/Köln 1967

- 15 Durner, H. Test: UV-Füllungsmaterialien
Meyer, W.L.: Der Freie Zahnarzt 22. Jhrg.
April 1978, S. 86 - 88
- 16 Durner, H.: Sind die Composite-Füllungen
praxisreif?
ZWR, 81, 1972, Nr. 16
- 17 Durner, H. Neue UV-Polymerisationsgeräte
Meyer, W.L.: Der Freie Zahnarzt 21. Jhrg.
März 1977, S. 100 - 101
- 18 Everett, M.A. Physiologic response of skin
Sayre, R.M. to ultraviolet light,
Olson, R.L.: in: The biologic Effects of
ultraviolet
Radiation with Emphasis of skin
Pergamon Press New York 1966,
pp. 181 - 186
- 19 Finger, W. Porosität von Kompositfüllungs-
Dreyer Jørgen- materialien
sen, K.: Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 87,
Nr. 6 (1977) S. 482 - 489
- 20 Finger, W. Polymerisationsinhibition durch
Dreyer Jørgen- Sauerstoff bei Kompositfüllungs-
sen, K.: materialien und Schmelzversiegeln
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 86,
Nr. 8 (1976)
- 21 Finger, W.: Die Wärmeausdehnung von Composite-
Füllungsmaterialien und ihre klini-
sche Bedeutung
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 84,
Nr. 6 (1974), S. 630

- 28 Hotz, P.: Neuentwickelte Füllungsmaterialien mit besonderer Berücksichtigung der Composites
ZWR 85, 1976, Nr. 19
- 29 Ibsen, R.L.: Adhesive Restorative Dentistry
Neville, K.: W.B. Saunders Co. Philadelphia
1974
- 30 Illingworth, J.: Ultraviolet - Initiator of Cancer
International Laboratory Sept./
Okt. 1976, pp. 63 - 66
- 31 Jarmer, K.: Physikalische Therapie in der
Stomatologie
VEB Verlag Volk und Gesundheit,
Berlin 1960
- 32 Kollmannsperger, P.: Biegefestigkeit von UV-härtenden
Composites
Dtsch. zahnärztl. Z. 32:
952 - 954 (1977)
- 33 Kollmannsperger, P. Biegebruchfestigkeit von Füllungs-
kunststoffen in Abhängigkeit vom
Mischungsverhältnis
Viohl, J.: Dtsch. zahnärztl. Z. 32:
529 - 532 (1977)
- 34 Kommission für Richtlinien für die Verwendung
zahnärztl. Materialien, Instrumente, ultravioletter Strahlen in der
Ausrüstung und Zahnheilkunde
Arzneimittel des Zahnärztl. Mitt. Heft 5:
FDI: S. 263 - 264 (1979)

- 35 Lampert, F. Physikalische und biologische
 Loew, R.K.: Prüfung des Nuva-Lite-Gerätes
 ZWR 83, 1974, Nr. 13
- 36 Lampert, F.: Ultraviolette Strahlen in der
 Zahnheilkunde
 Zahnärztl. Mitt. Heft 20:
 1341 (1980)
- 37 Leix, R.: Zahnärztliche Lichttherapie
 5. Auflage - Johann Ambrosius
 Barth, München 1952
- 38 Lutz, F. Adhäsive Zahnheilkunde
 Lüscher, F. Juris Druck und Verlag
 Ochsenbein, H. Zürich 1976
 Mühlemann, H.R.:
- 39 Lutz, F.: Das Caulk-Nuva-System, ein
 Durchbruch?
 Schweiz. Mschr. Zahnheilkunde
 83, Nr. 6 (1973) S. 1151-1161
- 40 Nagy, R.: Application and Measurement
 of Ultraviolet Radiation
 American Industrial Hygiene
 Journal 25: 534 - 38 (1964)
- 41 Nath, G. Rapid polymerization of ad-
 Kreitmair, A. hesives by a new flexible
 Seeholzer, H. ultraviolet transmission system
 Steger, E.: unveröffentlichte Arbeit

- 42 Newesely, H.: Über die chemische Struktur der Kunststoffe in der konservierenden Zahnheilkunde
Dtsch. zahnärztl. Z. 29:
436 - 441 (1974)
- 43 Nolden, R.: Wiederaufbau traumatisch geschädigter Frontzähne bei Kindern und Jugendlichen
Zahnärztl. Mitt. Heft 20:
1318 (1980)
- 44 Norins, A.L.: Biological Effects of ultraviolet Radiation
pp. 31 - 36 Edit F. Urbach
Pergamon Press Oxford 1969
- 45 Oberling, C.: The Riddle of Cancer
Yale Press, New Haven, Conn. 1944
- 46 Paravecchio, R.: Photosensitization of a patient with discoid lupus erythematous by a dental operating light: report of case
JADA, Vol. 94: 907 - 909
May 1977
- 47 Peak, M.J.
Peak, J.G.
Webb, R.B.: Inactivation of transforming DNA by ultraviolet light in:
Near-Uv action spectrum for marker inactivation
Mut. Res. 20: 129 Nov. 1973

- 53 Reinhardt, K.J. Einfluß von Sauerstoff und
 Vahl, J.: Flüssigkeit auf UV-polymeri-
 sierbare Versieglungsmateria-
 lien
 Dtsch. zahnärztl. Z. 33:
 384 - 387 (1978)
- 54 Reinhardt, K.J. Ein Vergleich lichthärten-
 Vahl, J.: der und UV-polymerisier-
 barer Versiegler und Kompo-
 site
 Dtsch. zahnärztl. Z. 34:
 245 - 250 (1979)
- 55 Reinhardt, K.J. Zusammenhang zwischen Härte,
 Vahl, J.: Abrieb und Biegebruchfestig-
 keit UV-polymerisierbarer
 Adhäsive
 Dtsch. zahnärztl. Z. 33:
 270 - 272 (1978)
- 56 Reinhardt, K.J. Korrelation zwischen Härte und
 Vahl, J.: Abrieb photopolymerisierbarer
 Schmelzadhäsive
 Dtsch. zahnärztl. Z. 32:
 625 - 626 (1977)
- 57 Riedel, H. Untersuchungen über die Mikro-
 Vahl, J. morphologie getragener Palakav-
 Winkelmann, G.: Füllungen mit Hilfe des Raster-
 Elektronenmikroskops
 Dtsch. zahnärztl. Z. 26:
 267 (1971)

- 58 Rock, W.P.: The use of ultraviolet
 radiation in dentistry
 Brit. dent. J. 136: 455
 (1974)
- 59 Rosenthal, P.: zitiert in: Jarmer K. Physi-
 kalische Therapie in der
 Stomatologie, VEB - Verlag
 Volk und Gesundheit, Berlin
 1960
- 60 Rusch, H.J. Carcionogenesis by Ultraviolet
 Kline, B.E. Rays with Reference to Wave
 Baumann, C.A.: length and Energy
 Arch. Path 31: 135 (1941)
- 61 Sachs, L.: Statistische Auswertungsmethoden
 3. Auflg. Springer Berlin,
 Heidelberg, New York 1972
- 62 Simonsen, R.J.: Die Säureätztechnik in der
 täglichen Praxis
 Buch- und Zeitschriftenver-
 lag "Die Quintessenz"
 Berlin 1978
- 63 Schlegel, D.: Tumoren der Mundhöhle in
 Praxis der Zahnheilkunde
 Urban und Schwarzenberg
 1969, München

- 64 Schlungbaur, W.: Medizinische Strahlenkunde
Walter de Gruyter und Co.
Berlin 1970
- 65 Schpolski, E.W.: Atomphysik, Teil I, Berlin
1968, VEB, Deutscher Verlag
der Wissenschaften
- 66 Schweizer, G. Beiträge zur Strahlenthera-
pie in der Zahnheilkunde
Schweiz. Z. Zahnhk. (1935) 7
- 67 Schwickerath, H.: Werkstoffe in der Zahnheil-
kunde
Buch- und Zeitschriftenver-
lag "Die Quintessenz"
Berlin 1977
- 68 Seeholzer, H.: persönliche Mitteilung (1979)
- 69 Spreter von Kreu- Thermische Volumenveränderungen
denstein, Th.: und Randschluß von Füllungen aus
schnellhärtendem Kunststoff
Verhandlungen der Dtsch. Ges.
f. ZMK 1952, 143 (1953)
- 70 Steger, E. Experimentelle Prüfung des Ab-
Manneck, E.: sorptionsverhaltens von Zahn-
hartsubstanzen bei Transmission
von ultravioletem Licht
Zahnärztl. Prax. 28: 448 - 449,
Nr. 19 (1977)

- 71 Steger, E. Eine neue ultraviolette
Seeholzer, H. Lichtquelle mit flexiblem
Ritzkat, S.: Lichtleiter zur Schnellaus-
härtung von Adhäsivkunst-
stoffen
Zahnärztl. Prax. 26:
339 - 340, Nr. 15 (1975)
- 72 Steger, E. Prüfung der biologischen Wir-
Manneck, E. kung des Lichts einer neu-
Seeholzer, H. entwickelten UV-Lampe zur
Ritzkat, S.: Schnellaushärtung von Photo-
polymerisaten
Zahnärztl. Prax. 27:
36 - 37 Nr. 2 (1976)
- 73 Steger, E. Experimentelle Untersuchungen
Manneck, E.: zu Frage der Unbedenklichkeit
bei der Anwendung neuer UV-
Lampen in der orthodonti-
schen "Klebertechnik"
Fortschr. Kieferorthopädie
- 74 Triadan, H. Einführung in die Problematik
der Füllungstherapie mit moder-
nen Kunststoffen
ZWR 86, 1977, Nr. 20
- 75 Tyrell, R.M. Destruction of photoreacti-
Webb, R.B. vating enzyme by 365 nm
Brown, M.S.: radiation
Photochem. Photobiol. 18:
249 Oct. 1973

- 76 Urbach, F.: Geographic pathology of skin cancer, in:
The biologic Effects of ultra-violet Radiation with Emphasis of skin
Pergamon Press New York 1966, pp. 635 - 650
- 77 Vahl, J. Zahnschmelzversiegelung durch
Wosiewicz, U.: photopolymerisierbare Adhäsive unter Anwendung einer Laserlichtquelle
Dtsch. zahnärztl. Z. 31:
835 - 839 (1976)
- 78 Viohl, J. Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von Mischungsverhältnis bzw. von der Bestrahlungszeit
Eickhoff, A.: Dtsch. zahnärztl. Z. 34:
687 - 690 (1979)
- 79 Viohl, J.: Verfärbung von Kunststoffen durch unterschiedliche Lichtquellen
Dtsch. zahnärztl. Z. 31:
910 - 914 (1976)
- 80 Wald, G.: Alleged Effect of the Near Ultraviolet on Human Vision
Journal of Optical Society of America 3, 42, 171 - 177 (1952)

9. Anhang

- Abbildungen 1 - 29

- Tabelle 8 , 9, 10, 11, 12, 13

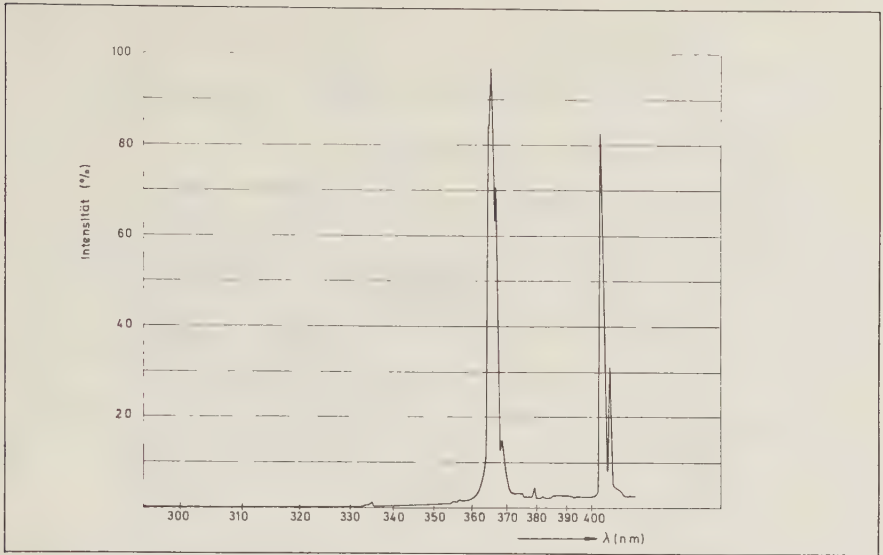


Abb. 1: Relative spektrale Verteilung der Strahlung, Gerät C, Messung am Austritt Lichtleiter

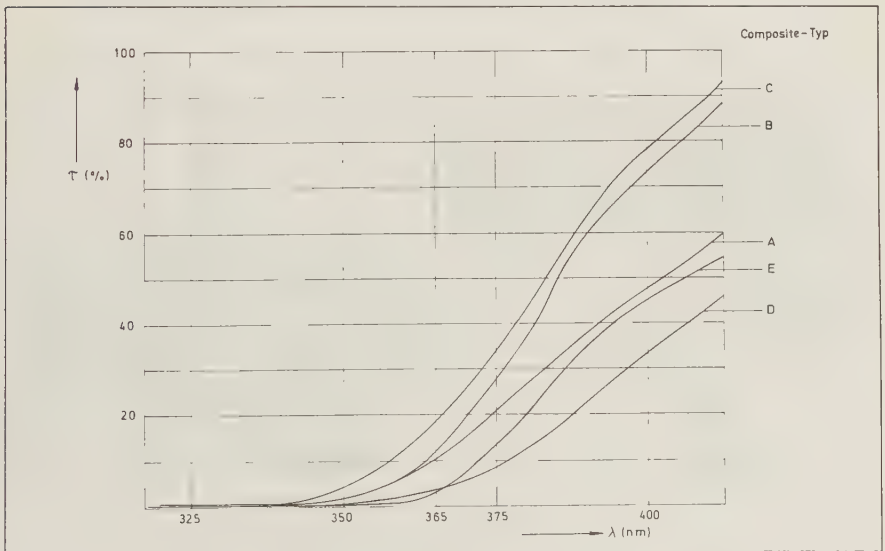


Abb. 2: Transmissionsverhalten der Composite-Materialien, Typ A - E, als Funktion der Wellenlänge, Schichtdicke 2,2 mm

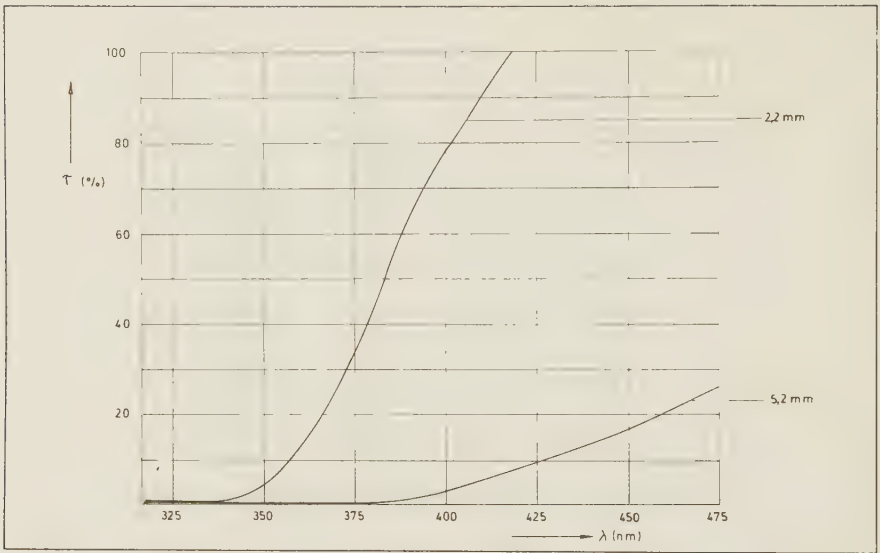


Abb. 3: Transmissionsverhalten für Composite-Material Typ D bei unterschiedlicher Schichtstärke (2,2 mm, 5,2 mm)

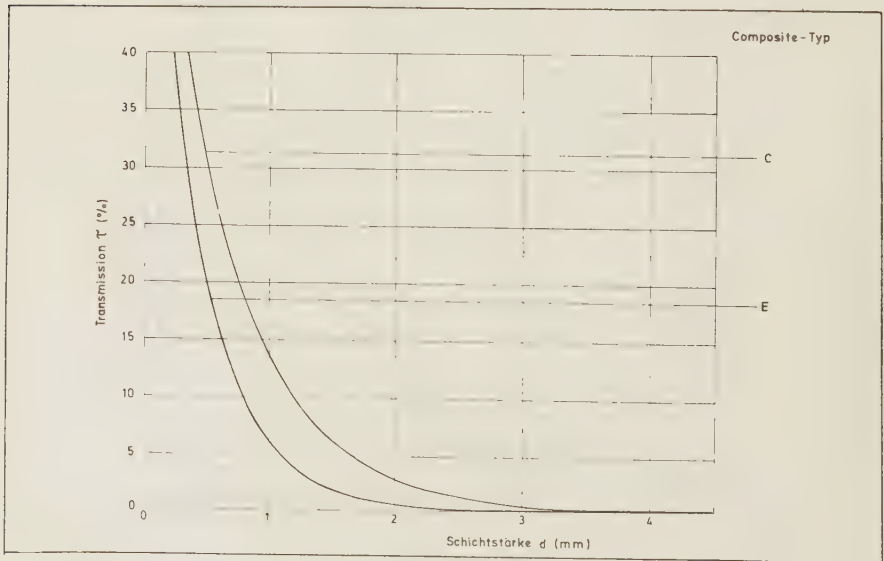


Abb. 4: Transmissionsverhalten der Composite-Materialien Typ C und Typ E als Funktion der Schichtstärke für $\lambda = 365$ nm

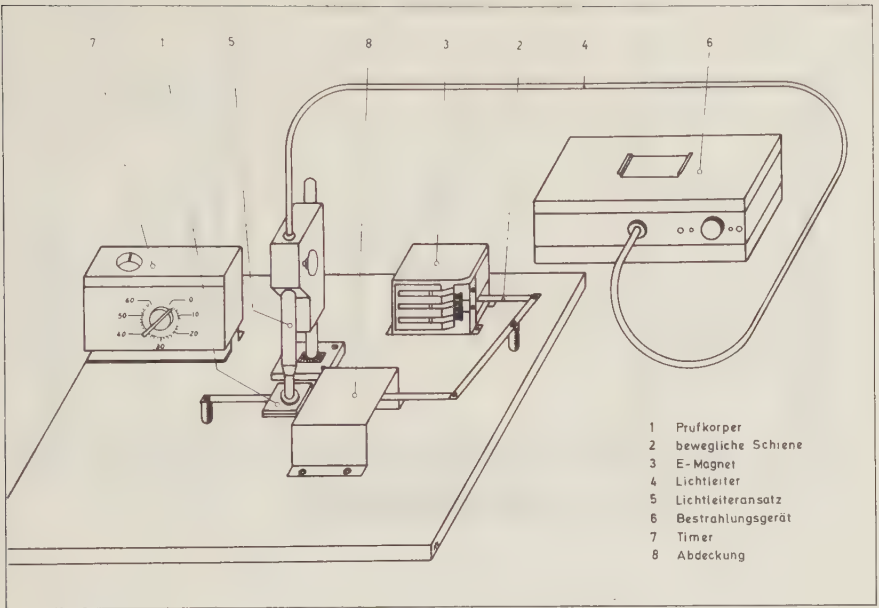


Abb. 5: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Prüfkörperbestrahlung

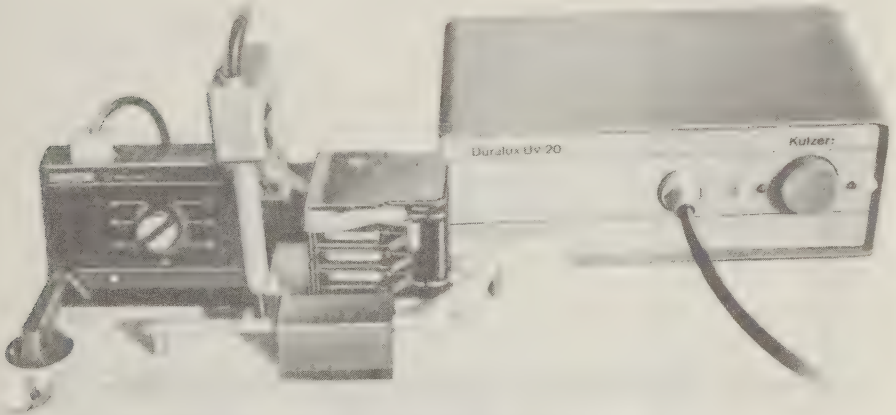


Abb. 6: Ansicht der Versuchsanordnung zur Prüfkörperbestrahlung

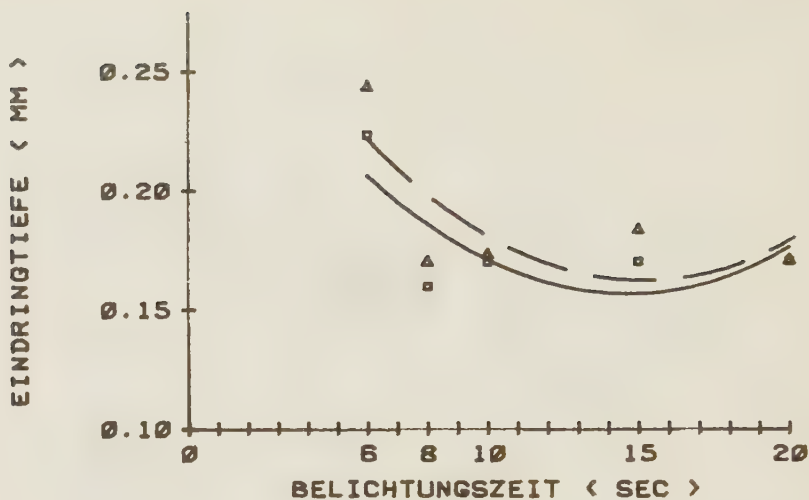


Abb. 7 : Versuch: 1 Gerät: A Composite: A

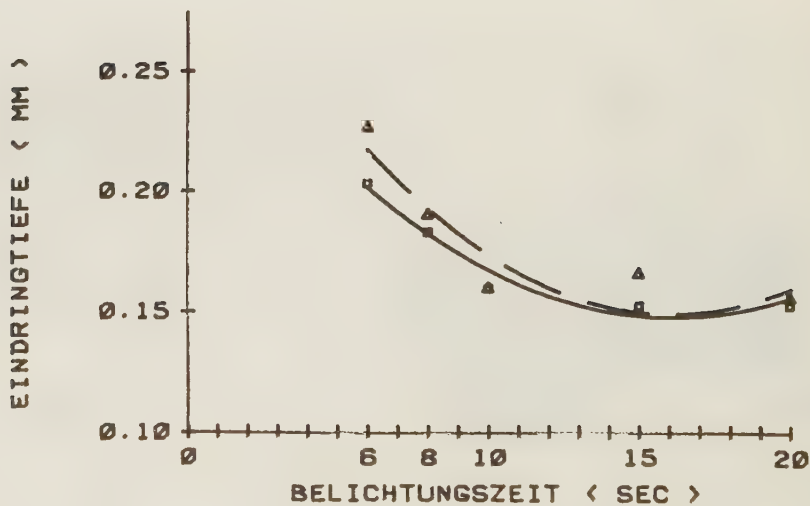


Abb. 8 : Versuch: 2 Gerät: A Composite: B

Erläuterung: $\triangle$ Unterseite $\square$ Oberseite

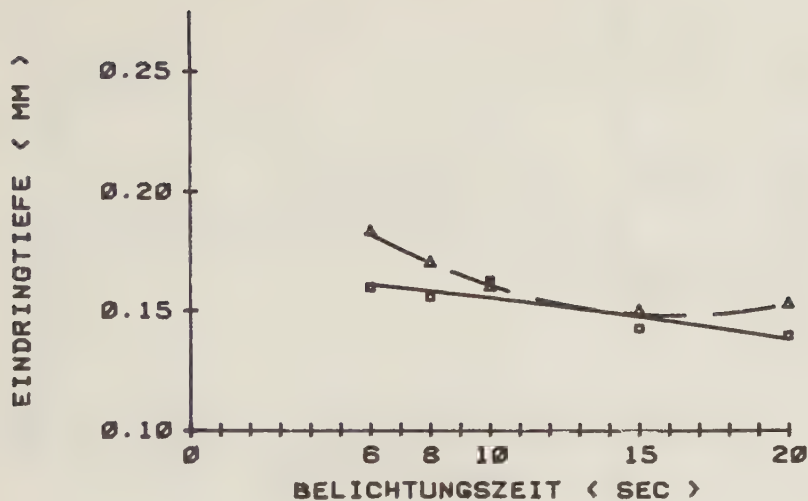


Abb. 9 : Versuch: 3 Gerät: A Composite: C

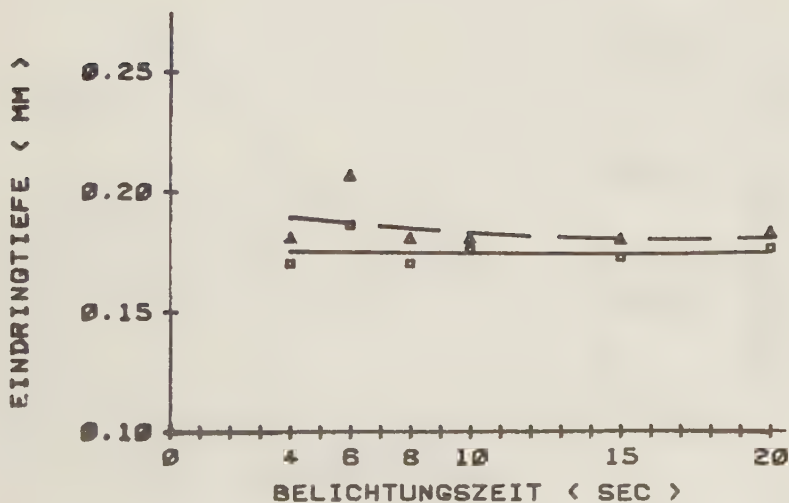


Abb.10: Versuch: 4 Gerät: B Composite: A

Erläuterung: Δ Unterseite □ Oberseite

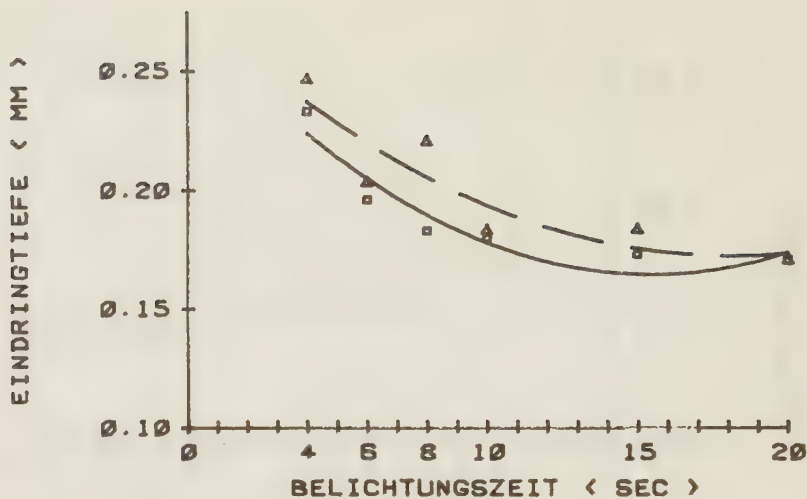


Abb. 11: Versuch: 5 Gerät: B Composite: B

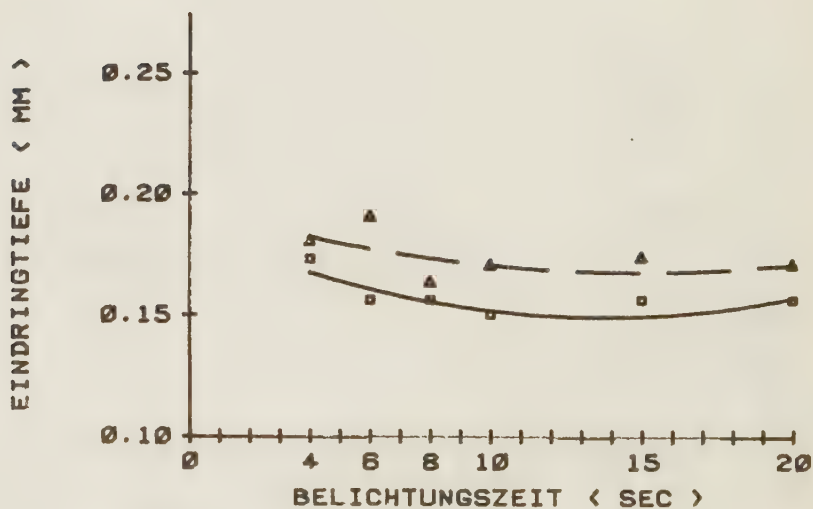


Abb. 12: Versuch: 6 Gerät: B Composite: C

Erläuterung: $\triangle$ Unterseite $\square$ Oberseite

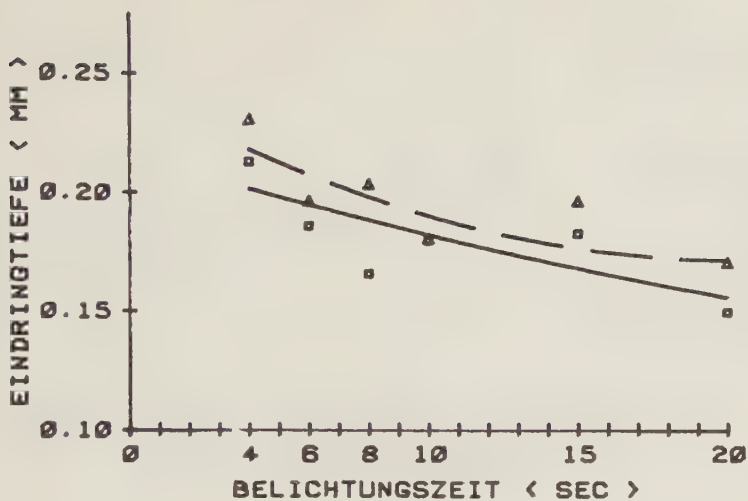


Abb.13: Versuch: 7 Gerät: C Composite: A

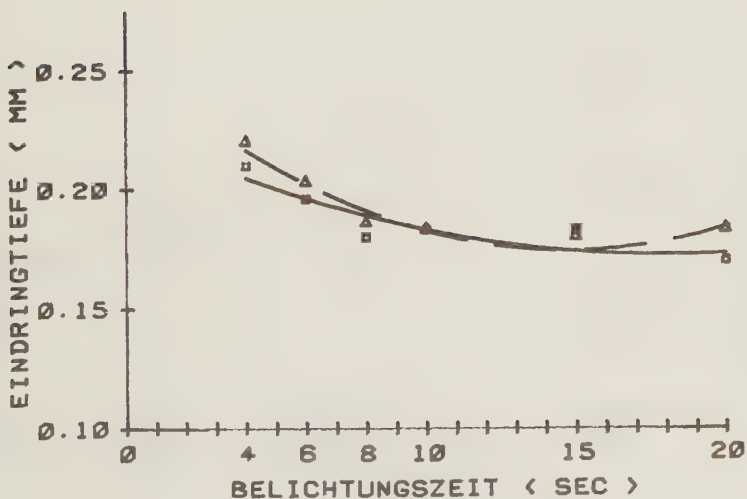


Abb.14: Versuch: 8 Gerät: C Composite: B

Erläuterung: Δ Unterseite □ Oberseite

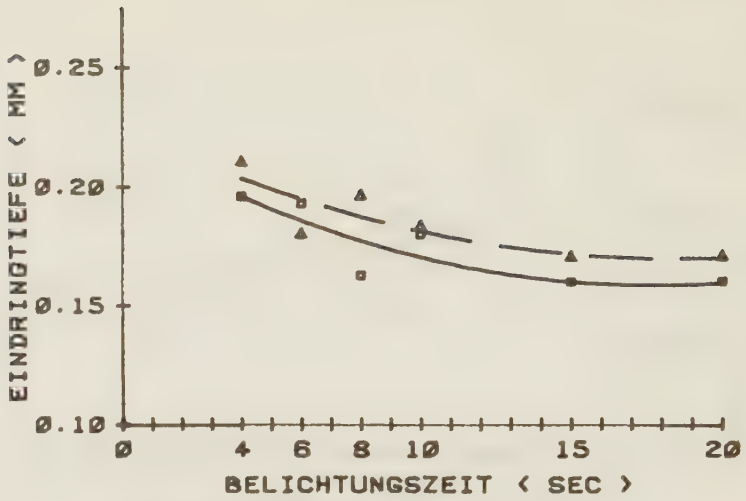


Abb. 15: Versuch: 9 Gerät: C Composite: C

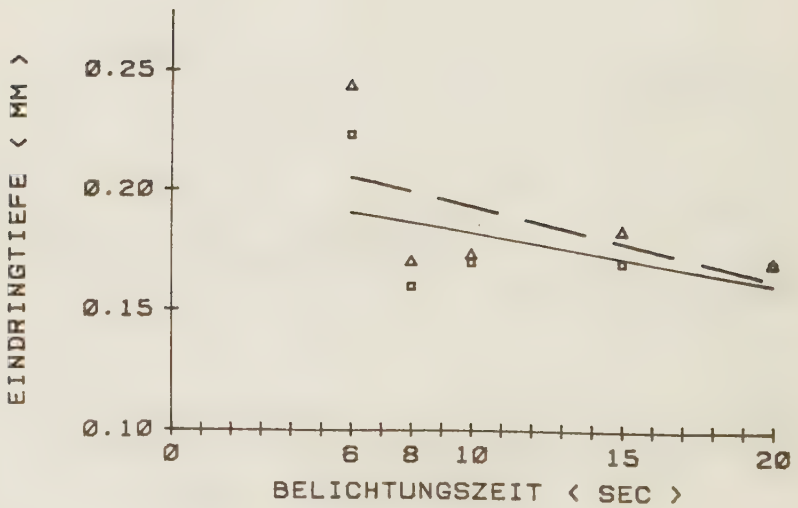


Abb. 16: Versuch: 1 Gerät: A Composite: A

Erläuterung: $\triangle$ Unterseite $\square$ Oberseite



Abb. 17: Versuch: 2 Gerät: A Composite: B

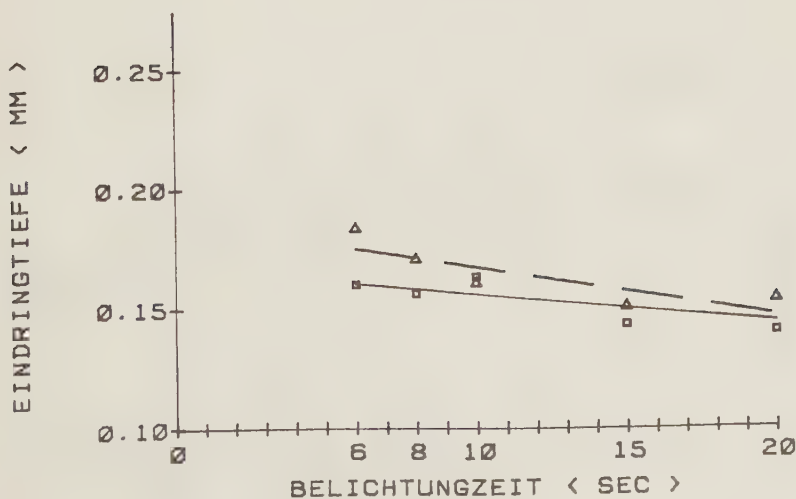


Abb. 18: Versuch: 3 Gerät: A Composite: C

Erläuterung: △ Unterseite □ Oberseite



Abb.19: Versuch: 4 Gerät: B Composite: A

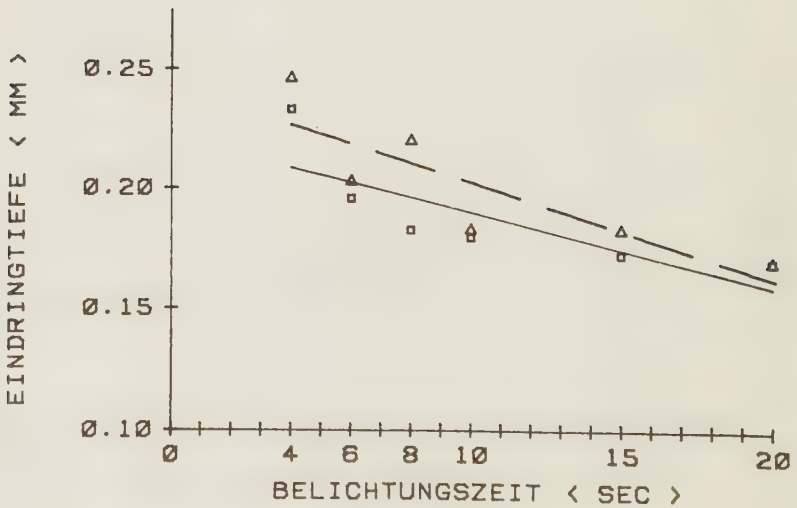


Abb.20: Versuch: 5 Gerät: B Composite: B

Erläuterung: $\triangle$ Unterseite $\square$ Oberseite

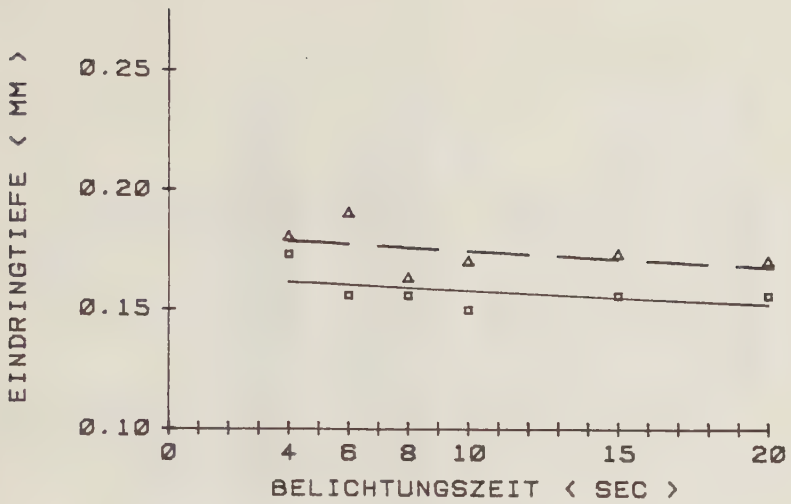


Abb.21: Versuch: 6 Gerät: B Composite: C

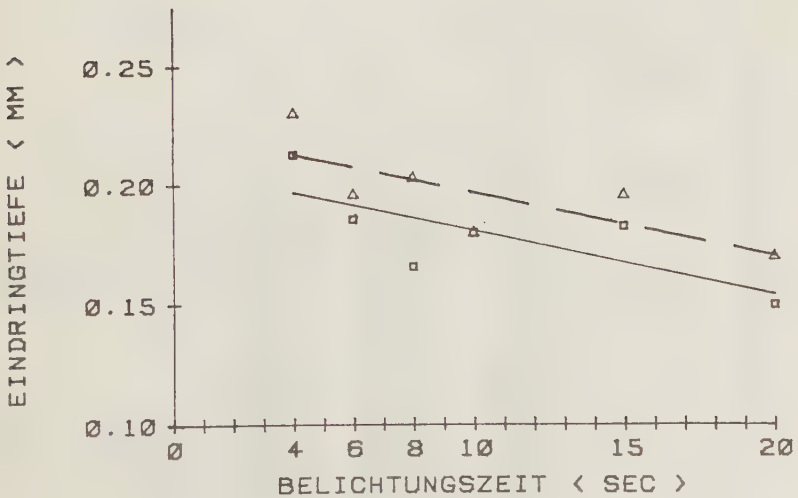


Abb.22: Versuch: 7 Gerät: C Composite: A

Erläuterung: Δ Unterseite □ Oberseite

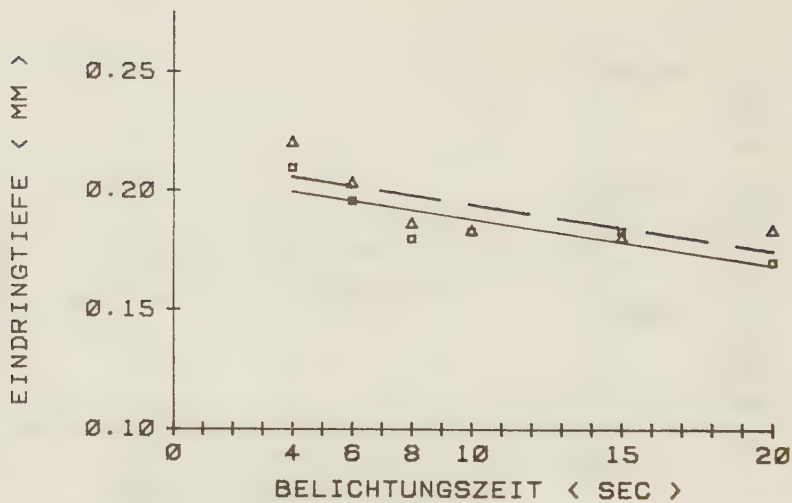


Abb.23: Versuch: 8 Gerät: C Composite: B

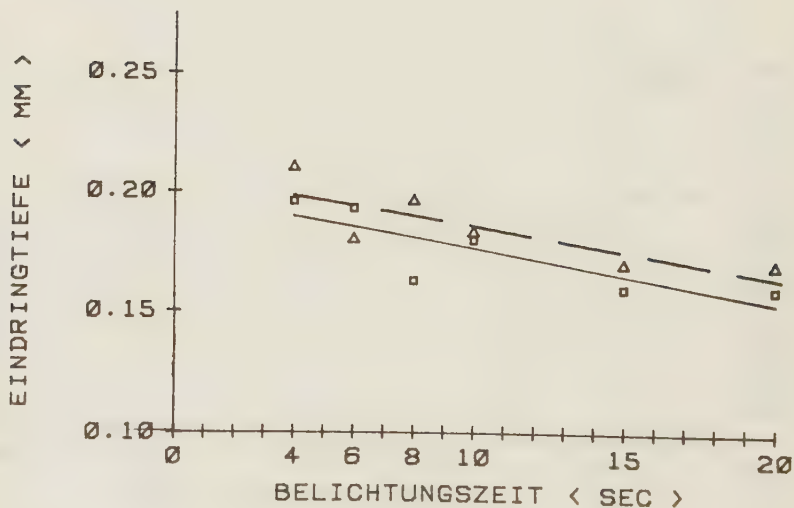


Abb.24: Versuch: 9 Gerät: C Composite: C

Erläuterung: $\triangle$ Unterseite $\square$ Oberseite

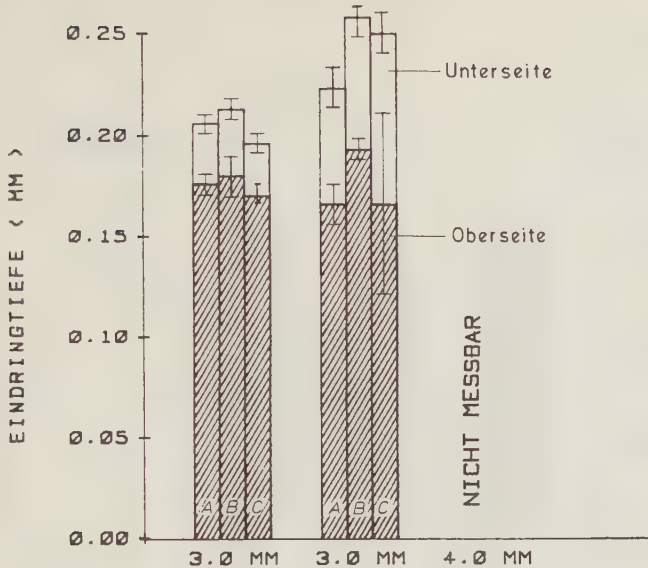


Abb. 25: Versuch 10, Gerät C, Bestrahlungszeit 20 sec: Eindringtiefe als Funktion der Schichtstärke, gemessen nach 5 min

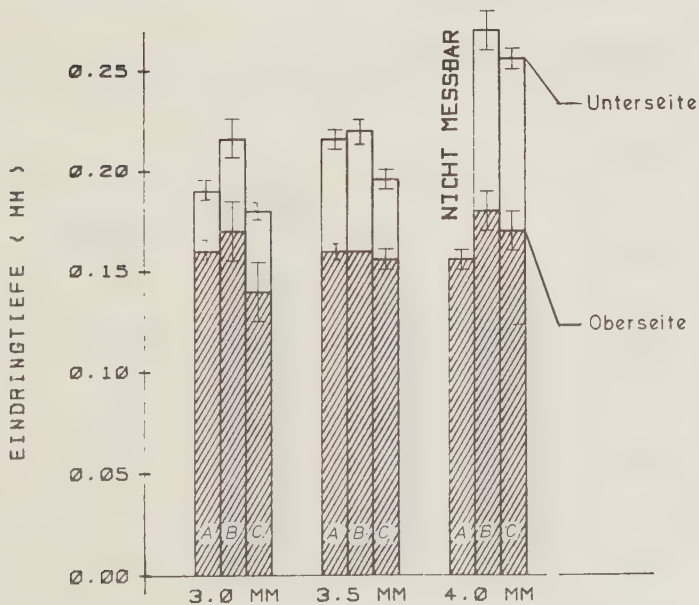


Abb. 26: Versuch 11, Gerät C, Bestrahlungszeit 40 sec: Eindringtiefe als Funktion der Schichtstärke, gemessen nach 5 min

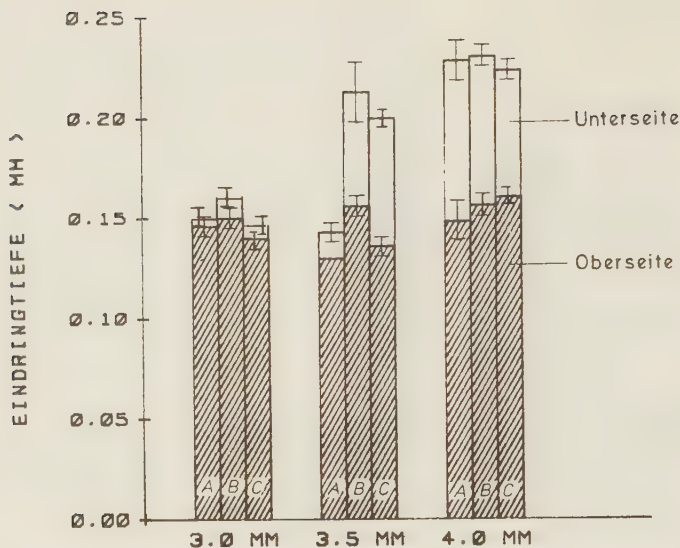


Abb. 27: Versuch 12, Gerät C, Bestrahlungszeit 20 sec; Eindringtiefe als Funktion der Schichtstärke, gemessen nach 1 h, Lagerungstemperatur 37 °C

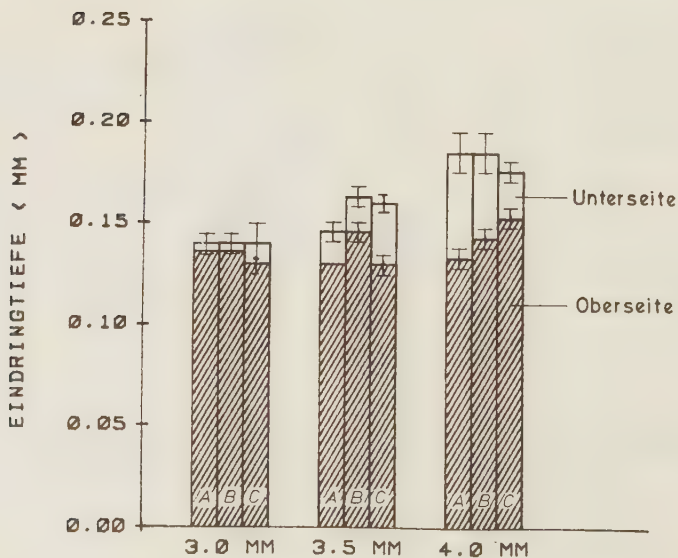


Abb. 28: Versuch 13, Gerät C, Bestrahlungszeit 40 sec; Eindringtiefe als Funktion der Schichtstärke, gemessen nach 1 h, Lagerungstemperatur 37 °C

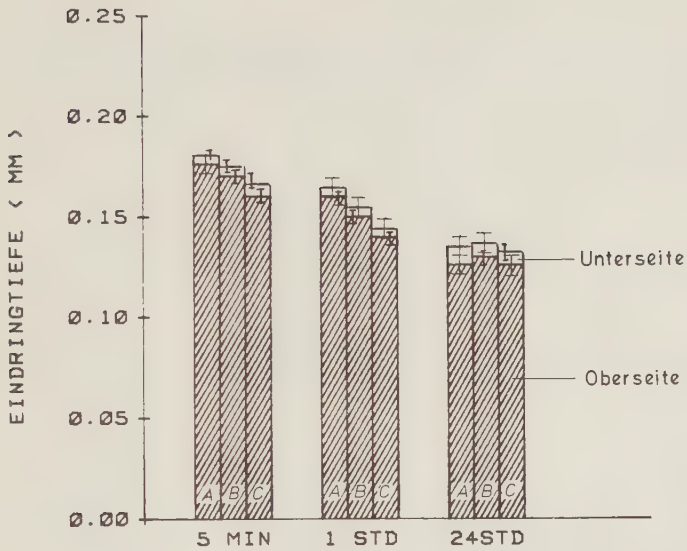


Abb. 29: Versuch 14, Gerät C, Lagerungstemperatur 37 °C:
Eindringtiefe als Funktion der Lagerungszeit,
Probenstärke 2 mm

Tab. 8: Eindringtiefe (in mm) nach 5 min bei verschiedenen Bestrahlungszeiten

Zeit	Compo- site (+)	Gerät C		Gerät B		Gerät A	
		I	II	I	II	I	II
5 SEC	A	.12	.12	.12	.12	-	-
		.11	.11	.11	.11	-	-
		.11	.11	.11	.11	-	-
5 SEC	A	.11	.11	.11	.11	.11	.11
		.11	.11	.11	.11	.11	.11
		.11	.11	.11	.11	.11	.11
8 SEC	A	.16	.21	.17	.18	.16	.17
		.17	.20	.17	.18	.16	.17
		.17	.20	.17	.16	.16	.17
10 SEC	A	.18	.18	.18	.18	.17	.17
		.18	.18	.18	.18	.17	.17
		.18	.18	.17	.18	.17	.18
10 SEC	A	.19	.21	.18	.18	-	.16
		.18	.19	.17	.18	.17	.18
		.18	.19	.17	.18	.17	.18
10 SEC	A	.17	.17	.17	.18	.17	.17
		.17	.17	.17	.18	.17	.17
		.17	.17	.17	.18	.17	.17
10 SEC	B	.20	.22	.24	.24	-	-
		.21	.22	.23	.24	-	-
		.21	.22	.23	.24	-	-
6 SEC	B	.20	.20	.20	.21	.21	.23
		.20	.20	.20	.21	.21	.23
		.20	.21	.19	.20	.20	.22
8 SEC	B	.18	.18	.19	.20	.18	.18
		.18	.18	.19	.20	.18	.18
		.18	.19	.18	.20	.19	.20
10 SEC	B	.19	.19	.18	.20	.16	.16
		.18	.18	.18	.18	.16	.16
		.18	.18	.18	.18	.16	.16
15 SEC	B	.18	.16	.17	.18	.15	.16
		.17	.17	.17	.18	.16	.17
		.17	.17	.18	.19	.15	.17
20 SEC	B	.17	.19	.17	.17	.15	.16
		.17	.18	.17	.17	.15	.15
		.17	.18	.17	.17	.16	.16

+ Schichtdicke 2 mm

+ Durchmesser 6 mm

++ I Eindringtiefe an der Oberfläche

++ II Eindringtiefe an der Unterfläche

- Härte nicht meßbar

Tab. 8 : Eindringtiefe (in mm) nach 5 min bei verschiedenen Bestrahlungszeiten (Fortsetzung)

Zeit	Compo- site (+)	Gerät C		Gerät B		Gerät A		(++)
		I	II	I	II	I	II	
2 SEC	C	.17	.17	.17	.17	-	-	
		.20	.21	.17	.19	-	-	
		.17	.17	.17	.17	-	-	
4 SEC	C	.18	.18	.16	.19	.15	.18	
		.19	.18	.16	.19	.16	.19	
		.18	.18	.15	.19	.17	.18	
8 SEC	C	.17	.20	.16	.18	.16	.17	
		.16	.20	.16	.16	.16	.17	
		.16	.19	.15	.18	.15	.17	
10 SEC	C	.18	.19	.15	.17	.16	.16	
		.18	.18	.15	.17	.16	.16	
		.18	.18	.15	.17	.17	.16	
15 SEC	C	.16	.17	.16	.18	.15	.15	
		.16	.17	.16	.17	.14	.15	
		.16	.17	.15	.17	.14	.15	
20 SEC	C	.16	.17	.16	.17	.14	.16	
		.16	.17	.16	.17	.14	.15	
		.16	.17	.15	.17	.14	.14	

+ Schichtdicke 2 mm

+ Durchmesser 6 mm

++ I Eindringtiefe an der Oberfläche

++ II Eindringtiefe an der Unterfläche

- Härte nicht meßbar

Tab. 9: Eindringtiefe (in mm) nach 5 min für verschiedene Schichtdicken, Bestrahlungszeit 20 sec, Gerät C

Composite		SCHICHTDICKE					
		3 mm			3.5 mm		
A	I	.17	.17	.18	.16	.16	.18
	II	.19	.21	.21	.17	.17	.21
B	I	.19	.18	.17	.19	.19	.20
	II	.21	.21	.22	.25	.25	.27
C	I	.17	.17	.17	.17	.17	.26
	II	.20	.20	.19	.26	.25	.24

Tab. 10: Eindringtiefe (in mm) nach 5 min für verschiedene Schichtdicken, Bestrahlungszeit 40 sec, Gerät C

Composite		SCHICHTDICKE					
		3 mm			3.5 mm		
A	I	.16	.16	.16	.16	.16	.16
	II	.19	.19	.19	.21	.21	.22
B	I	.15	.18	.18	.16	.16	.16
	II	.23	.23	.21	.22	.22	.22
C	I	.12	.15	.15	.16	.16	.15
	II	.18	.18	.18	.19	.19	.20

I Eindringtiefe an der Oberfläche
 II Eindringtiefe an der Unterfläche
 - Härte nicht meßbar

Tab. 11: Eindringtiefe (in mm) nach 1 Stunde für verschiedene Schichtdicken, Belichtungszeit 20 sec, Gerät C

Composite		SCHICHTDICKE								
		3 MM			3.5 MM			4 MM		
A	I	.14	.14	.15	.13	.13	.13	.16	.14	.14
	II	.14	.14	.15	.14	.14	.15	.22	.22	.24
B	I	.14	.15	.15	.15	.16	.16	.16	.16	.15
	II	.15	.15	.15	.23	.21	.20	.23	.22	.23
C	I	.14	.14	.14	.14	.14	.13	.16	.16	.16
	II	.14	.14	.14	.20	.20	.20	.22	.22	.23

Tab. 12: Eindringtiefe (in mm) nach 1 Stunde für verschiedene Schichtdicken, Belichtungszeit 40 sec, Gerät C

Composite		SCHICHTDICKE								
		3 MM			3.5 mm			4 MM		
A	I	.13	.14	.14	.13	.13	.13	.13	.13	.14
	II	.14	.14	.14	.14	.15	.15	.18	.18	.20
B	I	.13	.14	.14	.14	.14	.15	.14	.14	.15
	II	.14	.14	.14	.17	.16	.16	.18	.18	.20
C	I	.13	.13	.13	.12	.13	.13	.15	.15	.16
	II	.15	.14	.13	.16	.16	.16	.18	.18	.17

- I Eindringtiefe an der Oberfläche
 II Eindringtiefe an der Unterfläche
 - Härte nicht meßbar

Tab. 13: Eindringtiefe (in mm) nach verschiedenen Zeiten für einen Prüfkörper der Schichtdicke 2 mm, Belichtungszeit 20 sec, Gerät C

Composite		HAERTE NACH					
		5 MIN			1 STD		
					24 STD		
A	I	.18	.17	.17	.16	.16	.16
	II	.18	.18	.18	.17	.16	.16
B	I	.17	.17	.17	.15	.15	.15
	II	.18	.18	.18	.16	.15	.15
C	I	.16	.16	.16	.14	.14	.14
	II	.17	.17	.17	.15	.15	.14

I Eindringtiefe an der Oberfläche
 II Eindringtiefe an der Unterfläche

Lebenslauf

07.05.1942	geboren in Düsseldorf Vater: Hermann Berg Mutter: Elly Berg, geb. Baum
1949 - 1953	Besuch der Volksschule in Düsseldorf-Eller
1953 - 1962	Besuch des Lessing-Gymnasiums in Düsseldorf
22.02.1962	Reifeprüfung
1962	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität zu Köln
30.10.1965	Zahnärztliche Vorprüfung
1966	Fortsetzung des klinischen Studiums an der Universität Düsseldorf
12.12.1968	Zahnärztliche Prüfung und Bestallung als Zahnarzt
03.02.1969 - 31.10.1970	Wehrdienst
1971 - 1974	Assistent in freier Praxis
01.04.1974	Niederlassung in eigener Praxis

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. Peter Fuchs für die freundliche Unterstützung der Arbeit und die Anregungen während ihrer Durchführung.

Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Phys. Dr. rer. nat. Erich Schuller vom Institut für Rechtsmedizin in München, für die Überwachung bei den statistischen Berechnungen.

